

**Klinische und experimentelle Untersuchungen weichbleibender und harter
Unterfütterungskunststoffe**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae dentariae
(Dr. med. dent.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät der
Friedrich-Schiller-Universität Jena.

von Dirk Otto
geboren am 23.04.1969 in Glauchau

27.August 2004

Gutachter

Erster Gutachter

Prof. Dr. D. Welker, Jena.

Zweiter Gutachter

Prof. Dr. E. Glockmann, Jena

Dritter Gutachter

Prof. Dr. K. Ludwig, Kiel

Tag der öffentlichen Verteidigung: 03.05.2005

Abkürzungsverzeichnis

Allgemeine Abkürzungen

ADS	Additionsvernetztes Silikonsystem
DMA/PDMA	Dimethacrylat/ Polydimethacrylat
MMA	Methylmethacrylat
PMMA	Polymethylmethacrylat
MPG	Medizinproduktegesetz
AMG	Arzneimittelgesetz
DHI	Denture Hygiene Index

Oberflächenmessung

R _a	Mittenrauwert
R _t	Maximale Rautiefe

Statistik

S	Standardabweichung
\bar{x}	Mittelwert
n. s.	nicht signifikant
S.	Signifikanz

Inhaltsverzeichnis

1.	Zusammenfassung	6
2.	Einleitung	6
2.1.	Werkstoffe für die Prothesenbasis und für Unterfütterungen	6
2.2.	Die direkte Unterfütterung mit hartem Kunststoff	6
2.3.	Die direkte Unterfütterung mit weichbleibendem Kunststoff.....	6
2.4.	Der Verbund harter Unterfütterungskunststoffe zum Basismaterial	6
2.5.	Der Verbund weichbleibender Unterfütterungskunststoffe zum Basismaterial.....	6
2.6.	Die Bearbeitung harter Unterfütterungskunststoffe	6
2.7.	Die Bearbeitung weichbleibender Unterfütterungskunststoffe	6
2.8.	Klinische Aspekte	6
3.	Ziele der Arbeit.....	6
4.	Werkstoffe	6
4.1.	PMMA- Kunststoffe	6
4.1.1.	WEITUR PRESS	6
4.1.2.	GC PATTERN RESIN.....	6
4.2.	Weiche Kunststoffe.....	6
4.2.1.	MOLLOSIL PLUS.....	6
4.2.2.	UFI GEL C	6
4.2.3.	MUCOPREN SOFT.....	6
4.3.	DMA- Kunststoffe	6

4.3.1.	UFI GEL HARD	6
4.3.2.	UFI GEL HARD C	6
5.	Klinische Studie.....	6
5.1.	Patientengut und Instruktion.....	6
5.2.	Durchführung der klinischen Studie	6
6.	Experimentelle Untersuchungen	6
6.1.	Untersuchte Eigenschaften und Untersuchungsmethoden	6
6.1.1.	In vitro- Bestimmung der mittleren Rauwerte.....	6
6.1.2.	Prüfkörperherstellung	6
6.1.3.	Versuche zur Bearbeitbarkeit	6
6.1.4.	„Gaumentest“.....	6
6.1.5.	In vitro- Prüfung des Verbundes PMMA- Silikon durch einen Schältest.....	6
6.1.6.	Prüfkörperherstellung.....	6
6.2.	Statistische Auswertung	6
7.	Ergebnisse der klinischen Studie.....	6
7.1.	Epidemiologische Untersuchungen	6
7.2.	Prothesenstomatitis	6
7.3.	Veränderungen des Denture Hygiene Index (DHI)	6
7.4.	Vorgenommene Korrekturen am Zahnersatz	6
7.5.	Beläge auf den Unterfütterungen.....	6
7.6.	Struktur und Oberflächenveränderungen der Unterfütterungen.....	6
7.7.	Farbveränderungen	6

7.8.	Auswertung des Fragebogens	6
7.8.1.	Fallbeispiele MOLLOSIL PLUS	6
7.8.1.1.	Fallbeispiel 1	6
7.8.1.2.	Fallbeispiel 2	6
7.8.1.3.	Fallbeispiel 3	6
7.8.1.4.	Fallbeispiel 4	6
7.8.1.5.	Fallbeispiel 5	6
7.8.1.6.	Fallbeispiel 6	6
7.8.1.7.	Fallbeispiel 7	6
7.8.2.	Fallbeispiele UFI GEL HARD	6
7.8.2.1.	Fallbeispiel 1	6
7.8.2.2.	Fallbeispiel 2	6
7.8.2.3.	Fallbeispiel 3	6
7.8.2.4.	Fallbeispiel 4	6
7.8.2.5.	Fallbeispiel 5	6
7.8.3.	Fallbeispiele UFI GEL HARD C	6
7.8.3.1.	Fallbeispiel 1	6
7.8.3.2.	Fallbeispiel 2	6
7.8.3.3.	Fallbeispiel 3	6
7.8.3.4.	Fallbeispiel 4	6
8.	Ergebnisse der experimentellen Untersuchungen	6
8.1.	Oberflächenrauigkeiten bei den harten Unterfütterungskunststoffen	6

8.2.	Oberflächenrauigkeiten bei MOLLOSIL PLUS.....	6
8.3.	Ergebnisse des „Gaumentestes“	6
8.4.	Ergebnisse des Schältestes	6
8.5.	Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen.....	6
9.	Diskussion	6
9.1.	Diskussion der Methodik	6
9.2.	Diskussion der Ergebnisse der klinischen Studie	6
9.2.1.	Klinische Erfahrungen mit MOLLOSIL PLUS.....	6
9.2.2.	Klinische Erfahrungen mit UFI GEL HARD und UFI GEL HARD C	6
9.2.3.	Verfärbungen der Werkstoffe	6
9.3.	Diskussion der Ergebnisse der experimentellen Studie	6
9.3.1.	Der Verbund von Silikonmaterialien zu PMMA.....	6
9.3.2.	Die Oberflächenqualität der untersuchten Kunststoffe nach Bearbeitung	6
9.3.3.	Die Oberflächenqualität der untersuchten Kunststoffe ohne Bearbeitung	6
10.	Schlussfolgerungen	6
11.	Literaturverzeichnis	6
11.1.	Wissenschaftliche Literatur	6
11.2.	Normen und Informationsschriften.....	6
11.3.	Firmenschriften	6
11.4.	Gebrauchsinformation.....	6
12.	Anhang	6
12.1.	Datentabellen	6

12.2.	Statistiktabellen.....	6
12.3.	Untersuchungsblatt.....	6
	Lebenslauf.....	6
	Ehrenwörtliche Erklärung.....	6
	Danksagung.....	6

1. Zusammenfassung

Im **klinischen Teil** der vorliegenden Arbeit wurden vier verschiedene Unterfütterungskunststoffe für herausnehmbare Zahnprothesen unter Praxisbedingungen getestet und über einen Zeitraum von mindestens 6 Monaten beobachtet. Für die Studie sind bei 75 Patienten Unterfütterungen mit den verschiedenen Materialien vorgenommen worden. In einem anschließenden **experimentellen Teil** sind die beobachteten Effekte der Oberflächengestaltung und Bearbeitung der weichen und harten Unterfütterungsmaterialien durch werkstoffkundliche Versuche quantifiziert worden.

Bei den Werkstoffen handelte es sich um das weichbleibende MOLLOSIL PLUS® (A-Silikon) sowie die harten Kunststoffe WEITUR PRESS® (MMA-PMMA-System), UFI GEL HARD® (Dimethacrylat) und UFI GEL HARD C® (Dimethacrylat-Komposit).

MOLLOSIL PLUS® zeigte nach direkter Applikation gegen die speichelfeuchte Schleimhaut akzeptable Oberflächeneigenschaften, durch eine Entprofilierung. Durch die Methode der direkten Unterfütterung entstanden klinisch aber immer wieder Ablöseerscheinungen im Randbereich des Unterfütterungsmaterials. Dies ist auf ein Versagen des Verbundsystems im feuchten Milieu zurückzuführen. Im Gegensatz zu den klinischen Beobachtungen war der Verbund von MOLLOSIL PLUS® mit dem Prothesenbasiskunststoff im Labor in vitro zufriedenstellend.

MOLLOSIL PLUS® förderte die Entwicklung einer Prothesenstomatitis. Die schwierige Hygienisierung der Unterfütterung und die unzureichende Möglichkeit der Bearbeitung und Politur von MOLLOSIL PLUS® scheinen im wesentlichen für dieses Ergebnis verantwortlich zu sein. Nach einer Bearbeitung mit rotierenden Werkzeugen war keine klinisch brauchbare glatte Oberfläche zu erreichen. Mikroskopisch zeigten sich charakteristische Wellenmuster, die klinisch Plaqueanlagerungen und exogene Verfärbungen förderten.

Deshalb ist von einer nachträglichen Bearbeitung der Oberfläche weicher Unterfütterungsmaterialien auf A-Silikon-Basis abzuraten. Die Methode der direkten Unterfütterung mit ihrer eingeschränkten primären Formgebung, zum Beispiel am Funktionsrand, und die ungenügende sekundäre Bearbeitungsmöglichkeit, zum Beispiel bei der Entfernung von Überschüssen und der Angleichung von Übergängen am harten Kunststoff, schränken die Indikation von MOLLOSIL PLUS® stark ein.

Trotz der Vorteile von MOLLOSIL PLUS® als Vertreter der additionsvernetzten Silikonmaterialien gegenüber älteren weichbleibenden Unterfütterungsmaterialien anderer

chemischer Basis ist die direkte Anwendung aufgrund der genannten Eigenschaften nur auf wenige Ausnahmen für kurze Anwendungsdauer zu beschränken. Wenn die Indikation für eine weiche Unterfütterung gestellt wird, sollte der aufwändigere Weg der indirekten, laborgestützten Herstellung bevorzugt werden. Dabei ist eine exakte Formgebung und eine optimale Oberflächengüte des Gipses als Formmaterial sehr wichtig.

Mit UFI GEL HARD[®] wurden klinisch gute Ergebnisse erzielt, die auch von den Patienten akzeptiert wurden. Die Farbstabilität ist jedoch aufgrund veralteter Initiatorsysteme unzureichend.

Das Diacrylatkomposit UFI GEL HARD C[®] ist für den klinischen Einsatz bei direkten Unterfütterungen nicht zu empfehlen. Klinisch kam es zu einem vermehrten Auftreten von Prothesenstomatitiden. Die ungenügende primäre Oberflächenqualität von UFI GEL HARD C[®] scheint die Ursache dafür zu sein. Durch Sauerstoffinhibition entsteht klinisch eine unakzeptable schmierig-raue Oberfläche, auf der frühzeitig die Einlagerung von Zahnstein und anderen nicht abwischbaren Belägen beobachtet wurde. Durch die Zugabe eines Füllstoffes hat sich die Oberflächengüte gegenüber UFI GEL HARD[®] bedeutend verschlechtert. Experimentell wurden zufriedenstellende Oberflächenqualitäten durch eine intensive Nachbearbeitung erreicht. Klinisch erweist sich eine Politur als zwingend erforderlich, ist allerdings unter den Bedingungen einer Zahnarztpraxis ohne Labor kaum umzusetzen. Außerdem besteht die Möglichkeit, dass durch Bearbeitung und Politur haltverschlechternde Formveränderungen eintreten. Die Farbstabilität von UFI GEL HARD C[®] ist ebenfalls aufgrund veralteter Initiatorsysteme unzureichend.

Als klinisch günstigster Werkstoff erwies sich im Vergleich WEITUR PRESS[®]. Vorbestandene Prothesenstomatitiden heilten bei der Verwendung dieses Werkstoffes weitestgehend aus.

Bedingt durch die erprobte Kette der laborgestützten Bearbeitung und des Polierens bei der indirekten Herstellung von Prothesenunterfütterungen ergab sich sowohl klinisch als auch experimentell die beste Oberflächenqualität. Sie ist eine wichtige Voraussetzung für die Biokompatibilität des Materials und die Gesundheit der kontaktierenden Schleimhaut über längere Zeit.

2. Einleitung

In der täglichen Praxis nimmt die Problematik der geriatrischen Zahnheilkunde einen immer größeren Platz ein. Angaben des statistischen Bundesamtes und der Dritten Deutschen Mundgesundheitsstudie (DMS III) zufolge wird der Anteil der älteren Patienten bis zum Jahr 2020 stark steigen (Micheelis et al. 1999).

Für die zahnärztliche Versorgung bedeutet dies eine zunehmende Betreuung älterer Patienten. Zwar geht der Trend durch erfolgreiche Prophylaxeprogramme zu feststehendem Zahnersatz und Erhalt der vorhandenen Zahnschubstanz, der Anteil der mit herausnehmbaren Ersatz zu versorgenden Menschen wird jedoch nicht wesentlich sinken. Insgesamt sind zur Zeit rund 25 % der Senioren in Deutschland mit totalem Zahnersatz versorgt (Micheelis et al. 1999).

Damit wächst auch der Bedarf an wirtschaftlichen zahnmedizinischen Versorgungsn zur Aufrechterhaltung der Funktionen vorhandenen Zahnersatzes, beispielsweise durch Unterfütterungen. Diese werden notwendig, wenn der Alveolarfortsatz schwindet und die Prothesenbasis dem Lagergewebe nicht mehr vollständig aufliegt (Körber 1978, Staegemann 1990, Welker 1996). Der damit verbundene Retentionsverlust des Zahnersatzes ist auf viele Ursachen zurückzuführen. Veränderungen der vertikalen und horizontalen Kieferrelation, mangelnde Okklusion, Atrophie oder Epithetikkprobleme sind nur einige und wesentliche Gründe für die Unterfütterung einer Prothese.

Bei der Unterfütterung handelt es sich um die Neuanpassung der Prothesenbasis bei Erhalt des künstlichen Kauflächenkomplexes zur Korrektur einer Inkongruenz zwischen Prothesenlager und Prothesenbasis. Ziel ist die Verbesserung von Sitz, Halt und Funktion des Zahnersatzes (Welker 1996). Nach MEINERS ist die Unterfütterung eine Anpassung der Prothesenbasis nach dem Alveolarkammabbau (Meiners 2000). Zur Wiederherstellung der Kaufunktion durch den vorhandenen Zahnersatz müssen zwei Prämissen erfüllt sein.

1. Der Kauflächenkomplex muss so erhalten sein, dass der Patient ohne Schwierigkeit eine gesicherte habituelle Okklusion einnehmen kann
2. Die vertikale Dimension muss sich in den Abmessungen so darstellen, dass eine leichte Okklusionserhöhung vom Patienten toleriert wird (Körber 1978).

In der Praxis wird zwischen direktem und indirektem Unterfütterungsverfahren unterschieden. Die indirekte Unterfütterung stellt in der zahnärztlichen Praxis die Regel dar. Dabei wird Abformmasse auf die Prothesenbasis aufgebracht und unter Funktionsbewegungen im Mund ausgeformt. Nach Erhärten der Abformmasse und Entnahme der Prothese aus dem Mund,

erfolgt im Dentallabor der Ersatz der Abformmasse durch Prothesenkunststoff (Meiners 2000). Bei der direkten Unterfütterung wird der Unterfütterungskunststoff ohne Inanspruchnahme des Labors auf die zu unterfütternde Prothese aufgetragen und im Mund funktionell ausgeformt, wo er sich verfestigt.

2.1. Werkstoffe für die Prothesenbasis und für Unterfütterungen

Die Unterfütterungswerkstoffe treten genau wie die Basiskunststoffe ab dem Zeitpunkt ihrer Eingliederung in ein Wechselverhältnis mit den Geweben des Mundes und den Milieubedingungen (Welker 2003). Somit müssen die verwendeten Materialien die gleichen klinischen Anforderungen erfüllen. Außerdem muss ein optimaler Verbund zwischen Unterfütterungsmaterial und Basiswerkstoff entstehen.

Zur Unterfütterung werden heute in der Praxis überwiegend harte Kunststoffe auf der Basis von Methylmethacrylat/ Polymethylmethacrylat (MMA/PMMA) verwendet, die sich seit 1936 auf Grund der überwiegend positiven Eigenschaften, wie einfache Verarbeitung, Reparierbarkeit, Farbstabilität und Wirtschaftlichkeit, durchgesetzt haben (Welker 1998).

Aus toxikologischer Sicht ist bekannt, dass Methylmethacrylat, das Monomer des PMMA als Atemgift wirkt. Im auspolymerisierten (verarbeiteten) Zustand sind MMA/PMMA-Kunststoffe jedoch toxikologisch unbedenklich. Allerdings kann es bei abnormer Reaktionslage der Mundschleimhaut zu Sensibilisierungen und allergischen Reaktionen kommen (Welker 1996). Eher noch als der Patient ist das Personal in zahntechnischen Laboratorien und zahnärztlichen Praxen von allergischen Reaktionen betroffen, da der Kontakt mit Monomer dort häufiger gegeben ist. Trotz dieses Nachteils stellt PMMA nach wie vor das stoffliche, technologische und klinische Optimum bei den harten Unterfütterungskunststoffen dar.

Neue Produkte basieren auf Diacrylat-Monomeren. Solche Kunststoffe können auch mit Füllstoffen angereichert als Komposit vorliegen. Diese Werkstoffe werden ebenfalls für direkte Unterfütterungen angeboten. Bei diesen Produkten wird hervorgehoben, dass sie frei von MMA sind. Durch das höher viskose Monomer und den Füllstoff entsteht eine Komposit-Paste, die in Doppelkartuschen applikationsfreundlich zur Verfügung steht. In den letzten Jahren wurde seitens der Dentalindustrie die direkte Unterfütterung durch die Entwicklung neuer Unterfütterungsmaterialien unterstützt. Die Firma VOCO (Cuxhaven) brachte 1999 mit dem UFI GEL[®]- System eine Werkstoffpalette auf den Markt, die mit den Materialien UFI GEL[®], UFI GEL C[®], UFI GEL HARD[®] und UFI GEL HARD C[®] das gesamte Spektrum der direkten Unterfütterungen mit weichen und auch harten Kunststoffen abdecken soll (F4).

Nach Angabe des Herstellers handelt es sich bei UFI GEL HARD[®] um einen neuartigen Kunststoff, der sich in seiner chemischen Basis (Monomere) erheblich von bekannten Prothesen- und Unterfütterungskunststoffen des MMA/PMMA- Systems unterscheidet. Für die Herstellung des Perlpolymerisates in UFI GEL HARD[®] wird als Monomer ein Methacrylatderivat eingesetzt, welches anders als Methylmethacrylat toxisch unbedenklich sei. Eine Quellbarkeit des Perlpolymerisates sei nicht gegeben. Im Gegensatz zu dem handanmischbaren UFI GEL HARD[®] enthält das aus der Kartusche zu applizierende UFI GEL HARD C[®] silikatische Füllstoffe. Aufgrund der Darreichung in der Doppelkartusche mit statischem Mischansatz soll der zu applizierende Kunststoff eine dichte innere Struktur aufweisen. Inwieweit sich direkte Unterfütterungen in der täglichen Praxis etablieren können, wird in erste Linie von den Eigenschaften und dem Verhalten der neuen Materialien im orofacialen System abhängen.

Lichtpolymerisierbare und mikrowellenpolymerisierbare Kunststoffe auf Kompositbasis haben sich bisher noch nicht als Prothesenbasiswerkstoff in der Praxis durchsetzen können (Musil et al. 1997, Welker 1998), da sich bei der Verwendung von Kompositmaterialien als Prothesenbasiswerkstoff eine hohe Plaqueanlagerung, bedingt durch die unregelmäßige Oberflächenstruktur, zeigte.

Weiterhin stehen weichbleibende Kunststoffe als direkte und indirekte Unterfütterungswerkstoffe zur Verfügung (siehe Kapitel 2.3.).

2.2. Die direkte Unterfütterung mit hartem Kunststoff

Bei der direkten Unterfütterung wird plastischer Prothesenkunststoff auf die Prothesenbasis aufgetragen und im Mund des Patienten funktionell ausgeformt. Nach Abschluss der Kunststoffhärtung im Mund sowie dem Ausarbeiten und Polieren steht dem Patient die Prothese sofort wieder zur Verfügung (Kasiske et al. 1987, Meiners 2000). Dieses Vorgehen ist die sogenannte Chairside- Unterfütterung.

Die Einzeitigkeit der direkten Unterfütterung stellt einen großen Vorteil dar, da viele Patienten in unserer Gesellschaft selbst temporäre Zahnlosigkeit nicht tolerieren wollen. Das direkte Vorgehen ist aber auch eine zeitliche Mehrbelastung an den damit zusätzlich zahntechnisch tätigen Zahnarzt.

Als Mittel der Wahl bei den direkten Unterfütterungen wurden bisher Kunststoffe auf MMA/PMMA Basis verwendet. Den bereits beschriebene Vorteilen bei MMA/PMMA- Kunststoffen standen bis jetzt die durch ungenügende Verdichtung des Materials und fehlende Überdruckpolymerisation entstandene poröse Struktur mit ihren nachteiligen Folgen für die

angrenzenden biologischen Strukturen der Mundhöhle entgegen. Der Kontakt des Prothesenlagers mit reaktiven Bestandteilen des Kunststoffes und die thermische Gewebeirritation durch die Polymerisationswärme beschränkte zusätzlich die Indikation der direkten Unterfütterung (Welker 1994).

Deshalb werden direkte Unterfütterungen auch nur in dringenden Fällen sofortiger Hilfe und kleinflächig akzeptiert (Wannenmacher 1954, Elss und Przyborowski 1969, Bawendi et al. 1975, Welker 1996, Welker und Lenz 1997).

In neuerer Zeit werden erstmals Dimethacrylathartstoffe (DMA) als direkte Unterfütterungsmaterialien angeboten. Als solche wurden UFI GEL HARD[®] (VOCO) und UFI GEL HARD C[®] (VOCO) auf den Markt gebracht. Das Perlpolymerisat des UFI GEL HARD[®] entsteht aus ungesättigten monomeren Verbindungen durch Suspensionspolymerisation. Als Monomer wird ein Methacrylatderivat eingesetzt, welches keine toxikologische Bedenklichkeit besitzt wie das Methylmethacrylat (Braun 2000).

Zunehmend erhalten aber auch Diacrylat-Monomere Bedeutung als sensibilisierende Substanzen (Welker 1998, Welker 2000). Der Kontakt der Schleimhaut mit nichtreagierten Kunststoffkomponenten ist also auch bei diesen Diacrylat-Monomeren möglichst einzuschränken. Das ist bei direkten Unterfütterungen jedoch nicht möglich.

Restmonomer kann mit körpereigenem Eiweiß zum Antigen komplettiert werden und als Hapten nach erfolgter Sensibilisierung und erneuten Kontakt eine allergische Reaktion auslösen. Eine Polymerisation in warmem Wasser beschleunigt die Polymerisation und reduziert den anfänglichen Restmonomergehalt (Breustedt und Lenz 1984, Marxkors und Meiners 1988). Dies ist grundsätzlich als positiv für den Werkstoff zu bewerten.

Allgemein ist bei den Wirkungen der Kunststoffe im biologischen System zwischen Toxizität und Allergenität zu unterscheiden. Methacrylsäuremethylester als Ausgangsstoff für PMMA ist ein Atemgift. Zudem besitzt MMA allergene Potenz. Bei fortlaufender Schädigung der Haut mit MMA kann es zum irritativen nichtallergischen Kontaktekzem kommen, im weiteren Verlauf zum allergischen Kontaktekzem (Welker 1991, Welker und Lenz 1997, Welker 2000). Die allergologisch klinische Relevanz bei MMA/PMMA Systemen ist für den Patienten gering, für die Verarbeiter aber erheblich. MMA ist derzeit das häufigste Allergen bei Hauterkrankungen der Zahntechniker (Welker 2000).

Die mögliche Irritation des Gewebes durch Wärmeentwicklung ist ein weiterer biologischer Aspekt bei der direkten Unterfütterung. Die Autopolymerisation der Kunststoffe wird gestartet mit dem Zerfall der im Pulver vorhandenen Peroxide durch in der Monomerflüssigkeit enthaltene Reduktionsmittel. Ist die Polymerisation in Gang gesetzt, so

erhöht die exotherme Reaktion die Temperatur und steigert die Reaktionsgeschwindigkeit (Marxkors und Meiners 1988). Ein längerer Temperaturanstieg von $>50\text{ }^{\circ}\text{C}$ kann zu einer Schädigung der Mundschleimhaut führen (Staegemann 1990). GÜNTZER und WOHLFAHRT ermittelten auch bei DMA Systemen relativ hohe Temperaturmaxima von 50°C mit Spitzenwerten von bis zu 60°C (Güntzer und Wohlfahrt 2003). Da bei den modernen DMA- Kunststoffen die Polymerisation bereits nach 2 bis 3 Minuten einsetzt und nach 5 Minuten abgeschlossen ist, kommt es zu einer konzentrierten Wärmeentwicklung. Nur die kurze Verweildauer des sich erhitzenden Werkstoffes in der Mundhöhle erlaubt es DMA- Systeme zur direkten Unterfütterung zu verwenden. Eine dünnere Schicht des Unterfütterungsmaterialies führt dabei selbstverständlich zu einer geringeren Wärmeentwicklung.

2.3. Die direkte Unterfütterung mit weichbleibendem Kunststoff

Eine eng umschriebene Indikation besteht für die weichbleibende Unterfütterung. Gelegentliche Druckstellen durch den harten Prothesenkörper an besonders dünnen Schleimhautpartien und Knochenkanten ließen schon zu allen Zeiten Gedanken nach einer Polsterung aufkommen. Zunächst wurde Sämischleder als weiche Schicht zwischen Prothese und Schleimhaut gelegt. Es zeigte sich jedoch, dass Sämischleder, ebenso Kautschuk und auch andere Naturprodukte keine ausreichende Haltbarkeit und Hygienisierbarkeit aufweisen. Außerdem fanden durch äußere und innere Weichmachung modifizierte Polyvinylverbindungen und Akrylate Verwendung für weichbleibende Unterfütterungen. Diese Materialien zeigten aber bei längerer Verweildauer im Mund Schrumpfs- oder Quellungserscheinungen. Sie versprödeten mit der Zeit und wurden sehr schnell unhygienisch (Körber 1978, Schmidt und Hacker 1996).

Weiche Kunststoffe stellten bis vor wenigen Jahren noch eine chemisch heterogene Gruppe dar (Utz 1987, Hirasawa und Hirabayashi 1989, Hirasawa und Hirabayashi 1990, Welker 2001), und die überwiegenden elastischen und geringen plastischen Eigenschaften beruhten auf unterschiedlichen chemischen Prinzipien (Welker et al. 1997).

Bei dem Prinzip der äußeren Weichmachung wurden primär harten Kunststoffen Additive zugesetzt, die durch Quellwirkung oder andere physikalische Wechselwirkung die lineare Struktur der Makromoleküle auflockern.

Bei der inneren Weichmachung wird durch Monomergemische ein lockeres Molekülgefüge erreicht. Zum Beispiel wurden MMA/PMMA- Systeme durch Copolymerisation mit

niedrigeren Acrylsäureestern in der Molekülstruktur so geändert, dass Mischpolymerisate mit einer höheren Teilchenbeweglichkeit vorliegen.

Die dritte Gruppe der weichen Kunststoffe hat eine primär lockere Molekülstruktur. Dazu zählen additionsvernetzte und kondensationsvernetzte Silikone und Silikonabkömmlinge wie die Fluorsilikone (Welker 1996, Welker et al. 1997, Welker 2001).

Heute sind weiche Kunststoffe nach dem Prinzip der äußeren und inneren Weichmachung für eine permanente Inkorporation aufgrund unzulänglicher Werkstoffeigenschaften abzulehnen.

Es dominieren die kalthärtenden additionsvernetzten Silikone (siehe Abbildung 1).

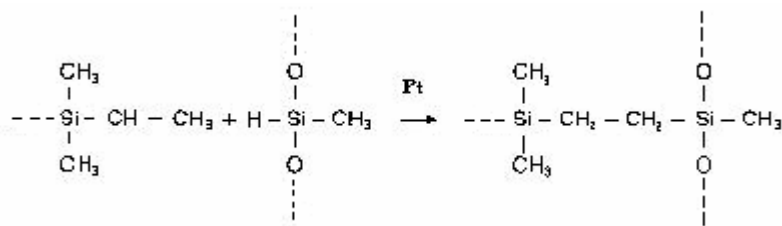


Abb. 1: additionsvernetzendes Silikonmolekül

Diese Stoffgruppe hat sich bereits als zuverlässiges Abformmaterial in der Praxis etabliert. Die Silikone besitzen hervorragende elastische Eigenschaften, sind sehr gut bioverträglich und dimensionsstabil. Gegenüber den Abformsilikonem haben Unterfütterungs- und Epithesensilikone eine höhere Reißfestigkeit und Reißdehnung (Welker 1996). Aber erst der Einsatz optimaler Verbundsysteme zwischen PMMA und A-Silikon (Göbel und Welker 2001) hat es ermöglicht, diese Silikone als Unterfütterungskunststoffe zu nutzen.

Die A-Silikone werden in den Produktbeschreibungen auch als permanente Unterfütterungsmaterialien bezeichnet. Ab einer Verweildauer von 30 Tagen müssen Sie damit die ISO Norm 10139-2 erfüllen. Es haben sich auf dem Markt mehrere Produkte etabliert, die durch ein Kartuschensystem nahezu blasenfrei appliziert werden können. Dadurch besitzen sie eine homogene dichte Struktur. MOLLOSIL PLUS® (DETAX), UFI GEL C® (VOCO) und MUCOPREN SOFT® (KETTENBACH) sind seit 1999 auf dem Markt. Weiche Kunststoffe werden in der Prothetik eingesetzt zur Abpolsterung bei stark atrophierten Unterkiefern mit erschwerender Lage des Foramen mentale. Zur Entlastung umschriebener Bezirke muss das Material in definierter Schichtstärke aufgetragen werden, da eine gleichmäßige Schicht auch gleichmäßig komprimiert wird und die wirkenden Kräfte nicht unverteilt werden (Welker 2001). Weitere Indikationen sind Implantatabdeckungen in der Einheilphase, Aufbissschienen, Zahnfleischmasken und Mundschutzapparaturen.

Verwendung finden die weichen Kunststoffe außerdem in der Epithetik, der chirurgischen Prothetik als Obturatoren, zur Retentionsverbesserung an Resektionsprothesen und zur Anpassung und Unterfütterung derselben (Hulterström 1981, Hinz et al. 2000).

In der Kieferorthopädie haben sich weiche Kunststoffe für Aufbissbehelfe und Positioner etabliert.

2.4. Der Verbund harter Unterfütterungskunststoffe zum Basismaterial

Um eine mikromechanische Verbindung vorzubereiten, die Kontaktfläche zu säubern und zu vergrößern, wird zunächst die Prothese mechanisch aufgeraut. Im wesentlichen entsteht der Verbund durch Monomerdiffusion und Herausbildung eines interpenetrierenden Netzwerkes mit den PMMA-Molekülen des Prothesenkunststoffes. Die Penetrationsfähigkeit des MMA ist dabei wesentlich besser als die der höher viskosen Dimethacrylatmonomere. Dies wird durch Verbunduntersuchungen der Paarungen PMMA/MMA und PMMA/DMA bestätigt (Güntzer und Wohlfahrt 2003). Die Scherhaftfähigkeit von MMA/PMMA am PMMA beträgt 68,9 MPa, die von DMA/PDMA am PMMA 24,3 MPa (Güntzer und Wohlfahrt 2003).

2.5. Der Verbund weichbleibender Unterfütterungskunststoffe zum Basismaterial

Dass sich additionsvernetzte Polyvinylsiloxane als weiche Kunststoffe in der Praxis durchgesetzt haben, liegt neben den vorzüglichen werkstoffkundlichen Eigenschaften auch an dem Verbund, der mit dem Basiskunststoff hergestellt werden kann (Welker 1997, Göbel und Welker 2001). Da ein direkter Verbund zwischen Unterfütterungsmaterial und Basiskunststoff nicht möglich ist, macht es sich notwendig, mit Verbundsystemen zu arbeiten. Der Verbund zum PMMA Basismaterial kann entweder durch Klebung (Abbildung 2) oder mittels Lösungsmittel- Polymer- Primer (Abbildung 3) geschaffen werden (Göbel und Welker 2001). Durch Klebung mit Polyurethanklebstoff, der eine reaktionsfähige A-Silikonkomponente enthält, können Verbunde entstehen, die einer Zugkraftbelastung von 200 N/cm² standhalten. Bevor das Unterfütterungs-A-Silikon aufgetragen werden kann, muss sich die Klebstoffschicht allerdings verfestigt haben. Erst nach ca. 240 Minuten stände eine verfestigte Oberfläche zur weiteren Verarbeitung zur Verfügung. Dies erschwert Chairside-Unterfütterung im klinischen Alltag. In der Praxis haben sich deshalb Lösungsmittel- Polymer- Primer durchgesetzt. Dabei wird durch das im Primer enthaltene Lösungsmittel die Kunststoffoberfläche angelöst und ein Haftvermittler- Polymer in die Oberfläche eingebracht. Nach dem Verdunsten des Lösungsmittels verfestigt sich die Kunststoffoberfläche, die Kohlenstoffketten des Polymers gehen einen mechanischen Verbund mit dem Polymer der

Kunststoffmatrix ein. Das sich herausbildende interpenetrierende Netzwerk entspricht in seiner mechanischen Wertigkeit einer chemischen Bindung.

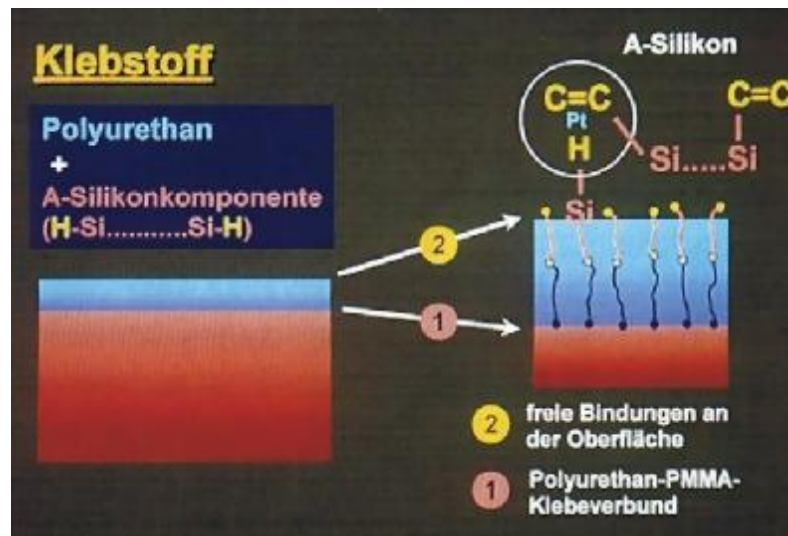


Abb. 2: Prinzip der Klebung (Göbel 2001)

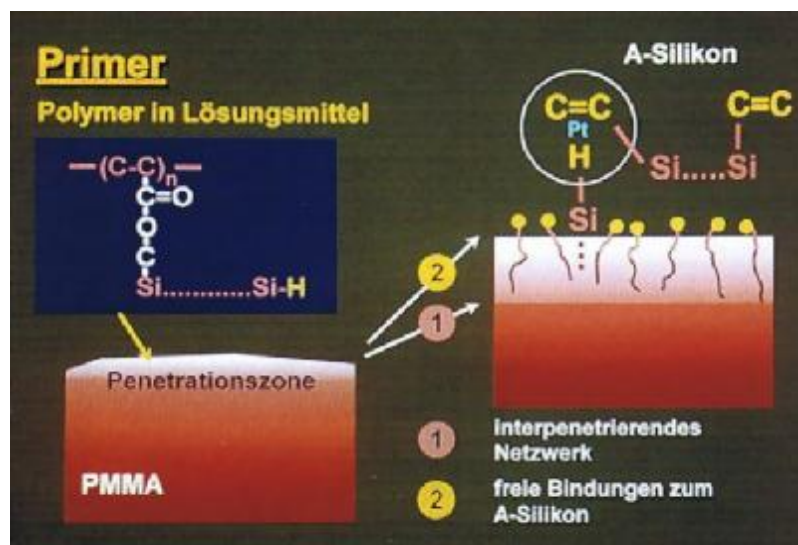


Abb. 3: Wirkungsweise des Lösungsmittel- Polymer- Primers (Göbel 2001)

Die andere Seite des Polymers enthält reaktive Si-H und Vinylgruppen. Diese stehen an der Oberfläche zur chemischen Bindung mit dem A- Silikon bereit. Diese Primertechnologie ist in der Praxis einfach und in wenigen Minuten durchzuführen. Die Zug- Scherfestigkeit liegt bei handelsüblichen Systemen in Kombination mit dem PMMA-Kunststoff Paladur® (Heraeus Kulzer) zwischen 190 und 220 N/cm². Das Bruchverhalten war auch nach mehrmonatiger Lagerung im Wasserbad stets kohäsiv. Das heißt, die Festigkeit des Verbundes wird durch die Festigkeit des Silikons bestimmt (Welker et al. 1997, Göbel und Welker 2001, Welker 2001). Das Prinzip der Anlösung der Oberfläche kann jedoch bei dentalen Legierungen nicht greifen. Durch grobmechanische Unterstützung, Korundstrahlen und Silikatisieren kann ein Haften von A- Silikonen auf dentalen Legierungen erreicht werden. Bei der Verbundprüfung bis zur

Trennfestigkeit kommt es teilweise auch hier zu kohäsiven Verbunden (Welker et al. 1997, Welker 2001). Insgesamt ist die Problematik des Verbundes zwischen PMMA und Silikonen in Laborversuchen gelöst. Bei der klinischen Umsetzung können sich jedoch methodische und milieubedingte Schwierigkeiten ergeben.

2.6. Die Bearbeitung harter Unterfütterungskunststoffe

Die Bearbeitung harter Unterfütterungskunststoffe entspricht grundsätzlich der der Prothesenbasiswerkstoffe. Je glatter die Oberfläche des Werkstückes, desto geringer sind die mechanischen Irritationen der Schleimhaut und die Verschmutzung des Kunststoffs durch Zelldetritus. Entsprechend geringer ist die Gefahr von Entzündungen (Marxkors und Meiners 1988). Bei der Bearbeitung der Kunststoffe ist zwischen Formkorrektur und Glätten zu unterscheiden. Die mechanische Glättung durch Schleifen beruht im Wesentlichen auf dem Abtragen der Oberflächengrater. Dazu wird ein Werkzeug benutzt, dass härter ist als der zu bearbeitende Werkstoff. Das Schleifen zählt dadurch mit zu den spanabhebenden Bearbeitungsverfahren. In der Praxis geschieht dies durch Schleif- und Poliermittel mit Bürsten oder Schwabbeln als Träger. Bei festen rotierenden Schleif- und Polierkörpern befinden sich die Partikel in einer weicheeren, als Bindemittel fungierenden Grundmatrix. Die Partikel werden bei der Bearbeitung herausgelöst und setzen dadurch neue Schleifpartikel frei, oder sie zerbrechen und dadurch entstehen neue Schneidekanten.

Beim Schleifen müssen mehrere Schleifvorgänge mit zunehmend feinkörnigeren Schleifmittel aufeinanderfolgen, um eine immer kleinere Rautiefe zu erzielen. Beim anschließenden Polieren steht nicht mehr der Materialabtrag im Vordergrund. Er ist aber auch nicht ganz auszuschließen. Das Polieren ist ein Schleifen mit feineren Mitteln und erfolgt ebenfalls in mehreren Schritten mit zunehmend feineren Partikeln (Polierpasten und Polierflüssigkeiten). Hochglanz resultiert, wenn die Rautiefe nur noch $0,25\mu\text{m}$ und darunter beträgt. Dieser Wert ist deutlich kleiner als die Wellenlänge des sichtbaren Lichtes ($0,4 - 0,7\mu\text{m}$). Daher ist eine bis dahin geglättete Fläche von einer ideal glatten Fläche nicht mehr zu unterscheiden.

2.7. Die Bearbeitung weichbleibender Unterfütterungskunststoffe

Die Bearbeitung der ausgehärteten Silikonmaterialien zu einer optimalen Oberflächenqualität ist bis heute methodisch nicht gelöst. Die Vielzahl der angebotenen Werkzeuge ist ein Ausdruck dafür, dass sich noch keine Anleitung zur Oberflächenbearbeitung in der Praxis durchgesetzt hat. Die klinisch oftmals festgestellten Beläge sind weniger der Chemie der

additionsvernetzten Silikonmassen (ADS) zuzuschreiben, sondern deuten auf ein Defizit bei der Oberflächenbearbeitung hin.

Eine ungünstige Oberflächenqualität trägt zu einer schwierigen Hygienisierung der Therapiemittel bei und fördert im Zusammenwirken mit Mikrobiotopen und oralökologischen Besonderheiten die Bildung von Belägen (Welker et al. 2003).

Deshalb sollte es das Ziel sein, eine glatte Oberfläche zum kontaktierten Gewebe herzustellen. Grundsätzlich soll die genaue Modellation des Therapiemittels einer nachträglichen Bearbeitung des Werkstoffes vorgezogen werden. Bei einer direkten Verarbeitung im Mund ist die Modellation der endgültigen Form nicht möglich. Hilfreich hat sich die Einarbeitung einer Hohlkehle in den zu unterfütternden Teil der Prothese gezeigt, um einen definierten Grenzbereich zwischen PMMA und Silikon zu erhalten und die Mindeststärke der applizierten Schicht vorzugeben. Die eigentliche „Modellation“ erfolgt durch Funktionsbewegungen des Patienten. Eine Entstehung von Pressfahnen lässt sich nicht vermeiden. Diese Bereiche sollen mit vom Hersteller angegebenen oder beigestellten Werkzeugen nachbearbeitet werden.

Bei der Bearbeitung ist zwischen Formkorrektur und Glätten zu unterscheiden. Im Grenzbereich zwischen Silikon und PMMA trifft bei der nachträglichen Bearbeitung ein- und dasselbe Werkzeug auf Werkstoffe mit völlig verschiedenen Eigenschaften. Dies erhöht die Anforderungen an die Werkzeuge erheblich.

Zur Bearbeitung stehen verschiedene Werkzeuge zur Disposition. Das klassische Werkzeug zur Oberflächenbearbeitung ist die Stahlfräse mit Querhieb. Moderne Hartmetallfräser weisen eine sehr gute Fertigungsqualität auf und sind mit verschiedener Schneidengeometrie und -gestalt erhältlich. Spezielle Fräser der Firma Komet werden unter den Namen GSQ und FSQ für weiche Kunststoffe vertrieben. Diese Fräser sollen mit leichter Anpresskraft bei einer Drehzahl von 15.000 - 30.000 U/min eingesetzt werden. Dem Produkt MUCOPREN SOFT® der Firma KETTENBACH ist ebenfalls eine Hartmetallfräse beigegeben. VOCO legt dem UFI GEL C® eine rotierende Schleifvliesscheibe (Lisko grob) zur Endbearbeitung bei. Dabei trägt ein Fadengeflecht Schleifkörner. Diese Schleifvliese gibt es in verschiedenen Abstufungen mit unterschiedlicher Partikelgröße. Die Vliesfäden sind dabei unterschiedlich dicht gepackt, und die Schleifpartikel sind unterschiedlich stark eingehüllt. Bei „Lisko grob“, „Lisko mittel“ und „Lisko fein“ sind die Schleifpartikel in Kunstharz eingebettet, bei „Lisko sehr fein“ werden die Schleifpartikel von Latex umhüllt. Dem MOLLOSIL PLUS®- Set der Firma DETAX liegt eine Schleifkappe mit kunstharzgebundenem Schleifmittel bei. Diese Schleifrollen oder -kappen stellen weitere Bearbeitungsmittel für weiche Kunststoffe dar. Sie

werden in verschiedener Korngröße angeboten (150 µm und 80 µm). Das Instrument Soft Wizard® der Firma NTI ist ein „...weiches, elastisches Rad mit optimaler Korngröße zur Bearbeitung von weichbleibenden Kunststoffen... mit speziell entwickelter Multilayer-Struktur der Schleifscheibe“ (F5). Die genannten Werkzeuge wurden im Vergleich mit der herkömmlichen Polierstrecke am Übergang zwischen PMMA und Silikon im experimentellen Teil der Arbeit getestet. Neue Instrumente bestehen nur aus Hartmetallsplintern in einer lockeren Bindung (Meigrit®- MEISINGER). Diese Schleifkörper wurden im Übergangsbereich nicht getestet, da es sich in Vorversuchen zeigte, dass sie nicht zur Bearbeitung der PMMA-Oberflächen des Prothesengrundkörpers geeignet waren.

Nach der Bearbeitung von A-Silikonem liegt unabhängig von der Art der Bearbeitung und dem Werkzeug stets ein typisches wellenartiges Relief vor. Durch den Eingriff des rotierenden Instrumentes wird die Oberfläche gestreckt, bis es zum Versagen der kohäsiven Kräfte im Silikon kommt und das Material reißt. Daraufhin stellt sich das Material durch die elastische Komponente zurück und das Werkzeug erfasst das nächste Areal. Dieser Vorgang wiederholt sich immer wieder. Dadurch sind die Silikone nicht polierbar.

Weiterhin kommt es bei der Bearbeitung mit rotierenden Werkzeugen teilweise zu überhöhter Temperaturentwicklung und damit zum Verschmieren des Werkzeugs. Das elastische Material weicht der Werkzeugschneide aus, die Schneide reibt auf der Werkstoffoberfläche und erzeugt Reibungswärme. Die Folge sind eine unzureichende Abtragsleistung und schlechte Oberflächenqualität.

Optimal zur Oberflächenvergütung wären Lacke, die auf die Silikone aufgetragen werden können. Den marktüblichen Systemen liegen zwar Lacke zur Versiegelung bei. Dabei handelt es sich aber lediglich um dünnflüssige ungefüllte A-Silikone. Da sich auf dem zu versiegelnden abgeordneten Silikon kaum freie Bindungsplätze befinden, kann es zu keiner chemischen Anbindung der Lacke kommen. Ähnlich dem Reißverschlussprinzip kann der Lack wieder von der Unterfütterung abgezogen werden. Aus diesem Grund wurden im klinischen Teil der Arbeit keine Versiegelungslacke verwendet.

2.8. Klinische Aspekte

Die bei unzureichender Prothesenreinigung im unphysiologischen Spaltraum zwischen oraler Mukosa und Prothesenbasis vorkommenden mikrobiellen Plaques stellen oftmals ein entzündungserregendes Potential dar (Blatterfein 1987). Klinisch manifestiert sich dies beim Prothesenträger als Stomatitis prothetica. (Breustedt und Schubert 1977, Welker und Lenz 1975). Dabei handelt es sich um eine sichtbare entzündliche Schleimhautveränderung, die mit

subjektiven Beschwerden wie Brennen auf Gaumen, Zunge und Lippen, trockenem Mund oder Hypersalivation einhergehen kann (Haneke 1980). Diese Entzündung der Mundschleimhaut unter der Prothesenbasis zeigt sich meist als eine scharf begrenzte Rötung. Eine Prothesenstomatitis entsteht durch ständige Schleimhautschädigung. Diese wiederum kann durch eine schlechtsitzende, wackelnde Prothese oder durch Stoffwechselprodukte von der Prothese anhaftenden Bakterien, durch eine Candida - Infektion der Schleimhaut oder durch eine allergische Reaktion auf Prothesenmaterialien hervorgerufen werden (Meiners 2000). Besonders auf den weichen Kunststoffen wird oftmals ein Bewuchs mit Candida albicans beschrieben (Davenport 1976, Bickel und Geering 1982, Davenport 1986, Brown 1988, Gates et al. 1998). In der Literatur wird dieser Pilz, der zur normalen Standortflora gehört, bei hohem quantitativen Auftreten für die Herausbildung der Prothesenstomatitis angegeben (Brown 1988). Eine vermehrte Candidabesiedlung wird durch den unzureichenden Halt der Prothese und durch eine verfehlt gestaltete Prothesenoberfläche und deren nicht einwandfreie Politur begünstigt (Fuhr und Reiber 1993). Neben mikrobiologischen Ursachen werden für das Entstehen einer Prothesenstomatitis auch physikalische Einflüsse (Breustedt 1977), wie flächenhafte mechanische Reibung durch Oberflächenrauigkeiten und chemisch toxische Reize (Farbstoffe, Katalysatoren und Restmonomer) verantwortlich gemacht. Bei entsprechender Sensibilisierung kann sich ein allergisches Geschehen entwickeln (Welker und Lenz 1975, Breustedt 1977, Breustedt 1978).

Von den körperlichen Ursachen der Prothesestomatitis, wie den beschriebenen allergischen Reaktionen auf Materialien, die zur Herstellung von Prothesen verwendet werden, sind seelische u. psychosomatische Ursachen (z.B. Depression) abzugrenzen (Meiners 2000). Bei dieser Prothesenintoleranz handelt es sich um ein Krankheitsbild, das die Annahme von Zahnersatz durch den Patienten erschwert oder unmöglich macht. Die Symptome dafür gehen von Brennen, Wundgefühl, Geschmacksirritationen bis sensiblen Missempfindungen.

PINDBORG gibt die Häufigkeit der Prothesenstomatitis bei Patienten jenseits des 60. Lebensjahres mit 10% und RITCHIE mit 17% an (Ritchie 1978, Pindborg 1978).

Die Morbidität der Mundschleimhaut sowie die Zahl pro Patient registrierter Veränderungen nimmt im Alter deutlich zu (Künzel et al. 1990, Micheelis et al. 1999). Auch das Mundbrennen, als ein polyätiologisches Krankheitsbild, kann ein Ausdruck einer Stomatitis prothetica sein (Haneke 1980). Ausgelöst werden kann eine Prothesenstomatitis ebenfalls durch Mundtrockenheit, sie kann unter anderem Symptom einer psychischen Erkrankung sein oder durch die Einnahme von Medikamenten induziert werden (Künzel et al. 1990).

3. Ziele der Arbeit

Ziel der Arbeit ist die Untersuchung und Bewertung der Praxistauglichkeit und der biologischen Wirkungen von neuen weichen und harten Kunststoffen für direkte Unterfütterungen unter besonderer Berücksichtigung ihres Einflusses auf die Schleimhaut, und in Zusammenarbeit mit S. Gröber, auf die orale Mikroflora des Patienten. Dabei soll das Verhalten aktuell der zahnärztlichen Praxis angebotener Materialien über einen längeren Zeitraum beobachtet werden.

Die klinische Studie bezieht sich auf die Anwendung eines direkt zu applizierenden weichbleibenden Materials (MOLLOSIL PLUS[®]) und zweier direkt zu applizierender aushärtender Materialien (UFI GEL HARD C[®], UFI GEL HARD[®]) im Vergleich zu neu eingegliederten Prothesen und nur kurze Zeit getragenen Prothesen, die indirekt im Labormodus unterfüttert wurden. Dabei handelt es sich um Unterfütterungen bzw. Neuanfertigungen mit einem üblichen MMA/PMMA Werkstoff (WEITUR PRESS[®]). Eine weitere Aufgabe der klinischen Studie soll es sein, eine Aussage darüber zu treffen, ob die neuen, direkt zu verwendenden Materialien eine längere Tragedauer der unterfütterten Prothesen zulassen, als die in der Literatur beschriebenen älteren Materialien. Bisher liegen nur Anwenderberichte vor, die das Handling beschreiben und keine Aussagen über Veränderungen der getesteten Materialien, deren Verhalten im Mund und über die Reaktionen der kontaktierenden Gewebe und der Mikroflora des Mundes über einen längeren Zeitraum enthalten (Krillke 2003, Firla 2001, Sellmann 2002, Tobin 1998, Eimer 1997, Weng 2000). Über die Erfassung des Denture Hygiene Index nach WEFERS (DHI) soll der Einfluss der Werkstoffe auf den Zustand der Prothesen erfasst werden, wobei die Tragegewohnheiten der Patienten zu berücksichtigen sind (Wefer 1999).

Mit Hilfe eines Fragebogens wird die Patientenmeinung über die Anwendung von direkten Unterfütterungsmethoden und -kunststoffen sowie über die Anwendung von weichen Materialien eruiert. Anhand der Ergebnisse der patientenbezogenen klinischen Untersuchungen sollen mögliche Zusammenhänge zwischen klinischen Befunden und verwendeten Werkstoff analysiert und diskutiert werden.

Die Auswertung der mikrobiologischen Abstriche zum Zeitpunkt der Eingliederung von Wangenschleimhaut und Prothese nach 4 Wochen, sowie 6 Monate später, die in meiner Zahnarztpraxis von mir genommen wurden, dienen der Klärung des Einflusses der Materialien auf die mikrobiologische Flora. Dies ist Inhalt einer parallel erstellten Arbeit

(Gröber 2002). Bezüge zu den klinischen Befunden sind jedoch auch in dieser Arbeit zu diskutieren.

Während der klinischen Testung im multifaktoriellen orofacialen System entstanden werkstoffkundliche Fragen, etwa zur Oberflächenbearbeitung sowohl weicher als auch fester Unterfütterungsmaterialien oder zum Verbund der Werkstoffe. Diese sollen unter Laborbedingungen weitergehend untersucht werden. Die Messung zum Verbund zwischen ADS-Materialien und PMMA unter extremen Kraftwirkungen machte sich aufgrund klinischer Beobachtungen von Ablösungserscheinungen von Anfang an ergänzend notwendig. Weiter sollen Untersuchungen der Oberflächen im Bereich des Überganges von Unterfütterungswerkstoff und Prothesenkunststoff mit verschiedenen Werkzeugen und unter verschiedenen Bedingungen sowie der Vergleich der Oberflächenqualität der Werkstoffe nach Ausformung gegen die speichelfeuchte Schleimhaut ein weiterer Teil der experimentellen Arbeit sein.

4. Werkstoffe

Die verwendeten Materialien sind in Tabelle 1 näher charakterisiert. Die Angaben zu den Produkten sind den Mitteilungen der Hersteller entnommen (G1, G2, G3, G4, G5, G6).

Tab. 1: Verwendete Produkte der Studie

Produkt/Hersteller	Chem. System	Reaktionsart	Lieferform	Charge
PMMA Kunststoffe				
WEITUR PRESS® WEITHAS Dental, Lütjenburg	ISO 1567 Type 2 CL.2	indirekt; Kaltpolymerisation	Pulver Flüssigkeit	815202 935110
GC-PATTERN RESIN® GC Europe, NL	Polymethyl- methacrylat/ Methyl- methacrylat	direkt Kaltpolymerisation	Pulver Flüssigkeit	9003 42 3 9011 14 7
Weiche Kunststoffe				
MOLLOSIL PLUS® DETAX, Ettlingen	A-Silikon	direkt und indirekt; Kaltpolymerisation	Doppelkartusche mit statischen Mischansatz	991003 980203
UFI GEL C® VOCO, Cuxhaven	A-Silikon	direkt und indirekt; Kaltpolymerisation	Doppelkartusche mit statischen Mischansatz	83144
MUCOPREN SOFT® KETTENBACH, Eschenburg	A-Silikon	direkt und indirekt; Kaltpolymerisation	Doppelkartusche mit statischen Mischansatz	0499
DMA Kunststoffe				
UFI GEL HARD® VOCO, Cuxhaven	Dimethacrylat	direkt und indirekt; Kaltpolymerisation	Pulver Flüssigkeit	93555 93675
UFI GEL HARD C® VOCO, Cuxhaven	Dimethacrylat mit Füllstoffen	direkt und indirekt; Kaltpolymerisation	Doppel- Kartusche mit statischen Mischansatz	06074 99788

In der klinischen Studie fanden ein weicher (MOLLOSIL PLUS[®]) und zwei harte (UFI GEL HARD[®], UFI GEL HARD C[®]) Unterfütterungskunststoffe Verwendung. Als Kontrollgruppe dienten Patienten, deren Prothesen durch Labortechnologie, also indirekt mit dem Prothesenbasiskunststoff WEITUR PRESS[®] unterfüttert wurden. Die Unterfütterungen erfolgten jeweils streng nach Herstellerangaben. Die entsprechende zahnärztlichen Indikation war gegeben. Dadurch war es möglich, auch Fehler, die in der Überschreitung der Indikation und in der Praxisroutine zu suchen sind, aufzuzeigen. Gemäß der Empfehlung einer von der Universität Jena vorgelegten Polierstudie (Rzanny et al. 2000), wurden die direkten Unterfütterungen mit UFI GEL HARD[®] und UFI GEL HARD C[®] in den Übergangsbereichen zum Prothesenkunststoff mit einer Hartmetallfräse korrigiert (Entfernung von Überschüssen) und mit einem Gummipolierer sowie einer Flannelschwabbel mit Polierpaste poliert. Aufgrund bestehender Lehrmeinungen, die in der Diskussion erörtert werden, und der Verarbeitungsvorschrift unterblieb eine Politur im unmittelbaren breitflächigen Kontaktbereich der Unterfütterung zur Schleimhaut des Prothesenlagers. Im folgenden werden die Kunststoffe im Einzelnen charakterisiert.

4.1. PMMA- Kunststoffe

4.1.1. WEITUR PRESS

Es handelt sich um einen selbstpolymerisierenden, cadmiumfreien Prothesenkunststoff auf Methylmethacrylat- Basis in Polymer- und Monomerform. Dieses Material ist nach Angaben des Herstellers (Fa. WEITHAS DENTAL, Lütjenburg) farbstabil, da es keine tertiären Amine enthält. Der Kunststoff kann sowohl für die Modellgusstechnik im Gießverfahren, als auch für die Kunststoffprothetik im Pressverfahren verwendet werden. Ebenso kann er für die indirekte Unterfütterung benutzt werden. Er ist repräsentativ für MMA/PMMA Systeme, die bei Prothesenkunststoffen den Standard darstellen.

WEITUR PRESS[®] wurde in der Arbeit als Basismaterial für die Vergleichsgruppe in der klinischen Studie sowie im experimentellen Teil als Trägermaterial für die Probekörper im Oberflächenbearbeitungstest und im Schälversuch benutzt.

Um eine homogene Oberfläche des Kunststoffes beim Pressen in die Küvette zu erhalten, wurden die Gipsmodelle mit dem Alginat- Isoliermittel PRESS SPEZIAL[®] der Fa. WEITHAS DENTAL isoliert. Das Mischungsverhältnis des Kunststoffes entsprach den Herstellerangaben (Gewichtsanteil Pulver 1,55 g, Flüssigkeit 0,9 g). Zuerst wurde die Flüssigkeit in den Mischbecher gegossen, danach die erforderliche Pulvermenge hinzugefügt. Beide Komponenten wurden 30 s lang gut durchgemischt. Die Teigphase beginnt ca. 4 Minuten nach dem Anrühren und dauert ungefähr 5 Minuten. Der Kunststoff wurde mit

Überschuss in die Kuvette eingebracht. 8 Minuten nach Anmischbeginn wurde die Kuvette in das Druckgefäß gegeben. Bei einer Wassertemperatur von 45- 55° C und einem Arbeitsdruck von 2,5- 3 bar wurde der Kunststoff 15 Minuten lang auspolymerisiert. Danach wurden die Probekörper bzw. Prothesen ausgebettet, ausgearbeitet und poliert.

4.1.2. GC PATTERN RESIN

GC PATTERN RESIN (Fa. GC Europe NL) wurde im experimentellen Teil der Arbeit als Vergleichsgruppe für die Probekörper im Oberflächenbearbeitungstest verwendet. Es handelt sich um einen selbstpolymerisierenden, cadmiumfreien Kunststoff auf Methylmethacrylat-Basis in Polymer- und Monomerform, der vorwiegend in der Zahntechnik Verwendung findet. Als Standardindikationen für GC PATTERN RESIN sind zu nennen: Anfertigung von Übertragungsstümpfen, Fixierungen/ Verblockungen, Herstellung von Doppelkronen oder anderen Geschiebeelementen. Er ist repräsentativ für MMA/PMMA Systeme, die bei Kunststoffen in der Zahntechnik den Standard darstellen.

4.2. Weiche Kunststoffe

4.2.1. MOLLOSIL PLUS

Bei MOLLOSIL PLUS® handelt es sich um ein direkt zu applizierendes, dauerhaft weichbleibendes, kalthärtendes Unterfütterungsmaterial auf A- Silikonbasis (ADS) der Firma DETAX, Ettlingen. MOLLOSIL PLUS® wurde in der Arbeit als Unterfütterungsmaterial für die klinischen Studie sowie im experimentellen Teil als Testmaterial für die Probekörper im Oberflächenbearbeitungstest, dem „Gaumentest“ und im Schälversuch benutzt.

Zur Vorbereitung der Prothese ist die Basis je nach Situation ca. 1- 2 mm abzuschleifen. An den Rändern vestibulär, lingual bzw. dorsal ist in einer Tiefe von ca. 2 bis 3 mm eine Stufe zur makromechanischen Retention einzuarbeiten. Danach wird ein Primer appliziert, dessen Lösungsmittel eine Minute abdunstet. Das Material wird danach mit der Mischpistole appliziert und die beschichtete Prothese in den Mund eingegliedert. Anschließend werden Funktionsbewegungen durchgeführt. Der Abbindevorgang ist nach 5 Minuten abgeschlossen. Danach kann die Prothese entfernt und ausgearbeitet werden. Zur Ausarbeitung liegt der Standardpackung ein Mandrell mit Schleifkappe Körnung 150 bei. Empfohlen wird die vorherige Begradigung der Ränder mit Hilfe eines Skalpells oder einer Schere. Zum Versiegeln liegt der Packung ein dünnflüssiges Silikon bei, dass nach der Ausarbeitung auf das Unterfütterungssilikon aufgebracht werden soll. Seit Anfang 2001 liegt der Packung außerdem noch ein „Good- morning- spray“ auf Alkoholbasis mit 0,05 % Chlorhexidindiacetat (CHX) zur selbständigen Hygienisierung der Prothese durch den Patienten bei.

4.2.2. UFI GEL C

Bei UFI GEL C[®] handelt es sich um ein direkt zu applizierendes dauerhaft weichbleibendes kalthärtendes Unterfütterungsmaterial auf A- Silikonbasis der Firma VOCO (Cuxhaven) mit einem eigenen Adhäsivsystem.

UFI GEL C[®] wurde in der Arbeit im experimentellen Teil als Testmaterial für die Probekörper im Schälversuch und dem „Gaumentest“ benutzt.

Die Vorbereitungen der zu unterfütternden Prothese entsprechen denen des zuvor beschriebenen Produktes. Das Material wird ebenfalls in einer Doppelkartusche geliefert, so dass keine Unsicherheiten im Mischungsverhältnis auftreten können. Eine Mindeststärke von 2 mm sollte stets eingehalten werden. Der Packung liegt zur Ausarbeitung eine Vliesscheibe „Lisko-grob“ bei.

4.2.3. MUCOPREN SOFT

Bei MUCOPREN SOFT[®] plus handelt es sich um ein direkt zu applizierendes, dauerhaft weichbleibendes, kalthärtendes Unterfütterungsmaterial auf A- Silikonbasis der Firma KETTENBACH (Eschenburg). MUCOPREN SOFT[®] wurde in der Arbeit im experimentellen Teil als Testmaterial für die Probekörper im Schälversuch und dem „Gaumentest“ benutzt.

Dieses Material wird ebenfalls in einer Doppelkartusche geliefert, die das Mischen und Applizieren vereinfacht. Ein eigenes Adhäsivsystem stellt den Verbund zwischen der Prothesenbasis und dem Silikon her.

Das Adhäsiv soll zweimal dünn auf die zu beschichtenden Areale aufgetragen werden und mindestens 90 Sekunden ablüften. Danach wird das Silikon aufgetragen und sofort in den Patientenmund gebracht. Nach dem Abbinden unter aktiven und passiven Bewegungen kann die Unterfütterung mit einer Schere, dem Skalpell und rotierenden Instrumenten ausgearbeitet werden. Danach kann ein dünnfließendes Silikon zur Versiegelung aufgetragen werden.

Es werden folgende Indikationen angegeben: dauerhafte weichbleibende Unterfütterungen; Druckausgleich an Schleimhautbezirken unterschiedlicher Resilienz; Obturatoren; Entlastung des Operationsgebietes nach Implantationen; Schleimhautkonditionierung und Unterfütterung von Interimsprothesen.

4.3. DMA- Kunststoffe

4.3.1. UFI GEL HARD

Die Firma VOCO brachte 1999 mit UFI GEL HARD[®] einen Werkstoff auf den Markt, der die Vorteile der direkten Unterfütterung ohne Qualitätsverlust bieten soll. UFI GEL HARD[®] wurde in der Arbeit als Unterfütterungsmaterial für die klinischen Studie sowie im experimentellen Teil als Testmaterial für die Probekörper im Oberflächenbearbeitungstest

benutzt. Laut Herstellerangaben kann UFI GEL HARD® für direkte und indirekte Unterfütterungen verwendet werden, ebenso für die Verlängerung von Prothesenrändern. Die chemische Basis ist ein methylmethacrylatfreies DMA/PDMA- System. Dadurch soll das Risiko von Allergien und Schleimhautirritationen minimiert werden. Die Lieferung erfolgt im Set als Pulver- Flüssigkeit- System inklusive Conditioner und Zubehör.

Verarbeitet wurde im Mischungsverhältnis von 1 ml Flüssigkeit zu 1,8 g Pulver. Die Flüssigkeit wurde in einem der Packung beiliegenden PE- Behälter vorgelegt und das Pulver zügig hinzugefügt. Mit einem Kunststoffspatel wurde 10 s möglichst blasenfrei gemischt. Die Zeit des Anquellens betrug 1,5 min. Das Material wird gleichmäßig auf die mit Conditioner vorbehandelten Prothesenränder gegeben. Dabei sollte Materialüberschuss vermieden bzw. mit einem geeigneten Instrument entfernt werden. Danach kann die Prothese reponiert werden. Jetzt wird eine Minute leichter Druck ausgeübt. Anschließend sollen zwei weitere Minuten Funktions-, Kau- und Schluckbewegungen durchgeführt werden. 5 Minuten nach Mischbeginn wird die Prothese entnommen, und die Überschüsse werden sofort mit einem Skalpell oder einer Schere beseitigt. Anschließend wird die Arbeit wieder in den Mund reponiert und weitere 2- 3 Minuten dort belassen. Danach wurde entsprechend der Verarbeitungsanleitung eine weiterführende Aushärtung im Drucktopf bei ca. 40° C durchgeführt. Die Unterfütterung wurde entsprechend der Anleitung finiert und poliert.

4.3.2. UFI GEL HARD C

Ein halbes Jahr nach dem Erscheinen von UFI GEL HARD® brachte VOCO das leichter zu applizierende Material UFI GEL HARD C® (C für Cartridge) in Kartuschen heraus. UFI GEL HARD C® wurde in der Arbeit als Unterfütterungsmaterial für die klinischen Studie sowie im experimentellen Teil als Testmaterial für die Probekörper im Oberflächenbearbeitungstest benutzt. Dieses Material ist ein kalthärtendes hartes methylmethacrylatfreies Unterfütterungsmaterial. Für die Herstellung des Perlpolymerisates wird ein Monomer verwendet, welches einen deutlich größeren Anteil an Doppelbindungen als Methylmethacrylat und als das Monomer in UFI GEL HARD® besitzt. Aufgrund der daraus entstehenden erhöhten Reaktivität soll eine vollständige Reaktion der Monomere untereinander erfolgen. Dadurch läge das entstehende Perlpolymerisat nach Herstellerangaben völlig abgesättigt vor. UFI GEL HARD C® enthält weiterhin silikatischen Füllstoff (DMA/PDMA System mit Füllstoffen). UFI GEL HARD C® wird empfohlen für dauerhafte harte, totale oder partielle Unterfütterung von Teil- oder Totalprothesen und zur Verlängerung der Prothesenränder zur Wiederherstellung der Funktionstüchtigkeit. Konfektioniert ist es als Paste/Paste-Präparat in einer Automischdoppelkartusche mit Adhäsivsystem und Zubehör.

5. Klinische Studie

5.1. Patientengut und Instruktion

Für den In- vivo- Teil dieser Arbeit war die Genehmigung durch eine Ethikkommission gemäß § 19 MPG in Verbindung mit den §§ 8 und 9 MPG sowie der EU-Richtlinie 93/42/EWG nicht erforderlich, da es sich bei den geprüften Materialien gemäß § 2 Abs. 3 Satz 7 AMG in Verbindung mit § 3 MPG um Medizinprodukte handelt, die entsprechend Anhang IX der Richtlinie 93/42/EWG der Stoffklasse I zuzuordnen sind. Diese sind seit Beginn der Studie erhältlich und dementsprechend zuvor nach DIN ISO 9001 von den Herstellern zertifiziert worden.

Die klinische Studie umfasste insgesamt 75 Patienten, die in einer niedergelassenen Zahnarztpraxis betreut wurden. Diese Patienten wurden durch den Prüfarzt über die Studie- insbesondere Risiken, Ziele und alternativen Behandlungen- informiert und gaben Ihr Einverständnis zur freiwilligen Teilnahme an der Studie.

Das Klientel repräsentiert den Durchschnitt einer mittelgroßen Zahnarztpraxis. Mit einer gewissen negativen Vorauswahl wurde gerechnet, da ein Einsatz von weichen Kunststoffen bis jetzt mehr oder weniger als "letztes Mittel" gewählt wird, um Prothesenunverträglichkeiten zu therapieren. Dadurch sind mehrere der ausgewählten Patienten hypersensibilisiert gegenüber Veränderungen an ihrem Zahnersatz.

Die Studie schließt 62 Patienten mit bereits vorhandenen Zahnersatz ein, der im Verlauf der Studie mit MOLLOSIL PLUS[®], UFI GEL HARD[®] und UFI GEL HARD C[®] direkt unterfüttert wurde.

Vergleichend dazu wurden 13 Patienten mit neuen Prothesen bzw. indirekt im Labor unterfütterten Prothesen aus MMA/PMMA- Kunststoff versorgt. Entsprechend den vier verwendeten Materialien wurden die Patienten in vier Gruppen eingeteilt.

Die Patienten wurden instruiert, die Prothesenreinigung unter fließendem Wasser mit einer Bürste ohne Benutzung eines Prothesenreinigers vorzunehmen. Es sollte die Beeinflussung der Oberflächenbeschaffenheit und Prothesenhygiene durch verschiedenste chemische Reinigungsmittel vermieden werden. Für Prothesen ohne weichbleibende Unterfütterung ist diese Art der Reinigung die übliche Methode (Breustedt 1991, Welker 2000).

5.2. Durchführung der klinischen Studie

Zuerst erfolgte beim Patienten eine Erhebung der *Anamnese* unter Einbeziehung des selbst aufgestellten Befundbogens (siehe Anhang 3), eine Erfassung der Lückengebissklassifikationen, der Lebensgewohnheiten, der Vorerkrankungen, der bisherigen Prothesenreinigungs- und -tragegewohnheiten.

Die Art und das Alter des bisherigen Zahnersatzes und der Grund der Unterfütterung wurden ermittelt und dokumentiert.

Die *Speichelfließrate und -konsistenz* wurde ermittelt, da der Speichel und die Speichelmenge wichtige orale Milieufaktoren darstellen. Dazu wurden die Patienten aufgefordert, ohne vorhergehende Stimulation den Speichel im Mund zu sammeln. Nach 1 Minute wurde die Menge und die Konsistenz bestimmt. Je nach Ergebnis wurden die Patienten einer der folgenden vier Gruppen zugeordnet:

normaler Speichelfluss	Oligosalie	Xerostomie	Hypersalivation
1	2	3	4
0,7 – 1 ml/ min	0,1 -0,7 ml/ min	< 0,1 ml/min	> 1 ml/ min

Weiterhin wurden individuelle *Ernährungsgewohnheiten*, wie Zigaretten-, Kaffee- und Teekonsum, erfasst. Je nach Anamnese, Befund und therapeutischer Notwendigkeit wurden die Prothesen mit einem der vier Werkstoffe unterfüttert.

Für die Studie war es notwendig, einen einfachen universellen und reproduzierbaren Index zur Erfassung der Prothesenhygiene anzuwenden. Bisher wurde dafür meist der Prothesenhygiene-Index (Schubert und Schubert 1979) benutzt. Dieser dokumentiert jedoch nur den Hygienestatus an der Prothesenbasis. Prothesenflächen, die der Zungen- und Wangenschleimhaut anliegen, entzogen sich der Dokumentation. Der *Denture Hygiene Index* (DHI), vorgestellt von WEFERS in Mainz auf der 9. Tagung des Arbeitskreises für Gerontostomatologie im Mai 1999, schien für die Studie besser geeignet und sollte erprobt werden (Wefers 1999). Bei der Erfassung des DHI erfolgen Dokumentation und Befunderhebung gesondert für Vestibulärfläche, Oralfläche und Prothesenbasis. Die jeweilige Fläche wird in 10 Areale aufgeteilt. Diese Areale werden nach dem Ja/Nein Prinzip auf das Vorhandensein von Prothesenbelägen überprüft und ausgezählt. Harte und weiche Beläge werden in der Zählung gleich behandelt. Entsprechend der Auszählung ergeben sich pro Kiefer Indexpunkte zwischen 0 und 10. Der Gesamtwert wird auf Prozente umgerechnet. Es

wurde mit und ohne Plaquerelevatoren bewertet, die fakultativ eingesetzt werden können. Der DHI wurde als Ausgangsbefund, sowie zu den Kontrollterminen erfasst und dokumentiert.

Entzündliche Erscheinungen, wie Rötung und Schwellung der Schleimhaut, Hyperplasien galten als Zeichen für das Vorliegen einer *Prothesenstomatitis*.

Der Untersucher beurteilte die *Oberfläche* der Prothese, die Beläge und Oberflächenbeschaffenheit der zu untersuchenden Materialien makroskopisch und mit einer Lupe.

Zur Beurteilung einer *Farbänderung* wurde jeweils eine Probe des Unterfütterungsmaterials ab dem Zeitpunkt der Unterfütterung dunkel, trocken und separat aufbewahrt. Die Farbe der Unterfütterung wurde rein visuell verglichen mit dieser Nullprobe. Bei diesem Farbvergleich ist nur eine subjektive Aussage und keine exakte Analyse der aufgetretenen Farbveränderung möglich. Allerdings handelt es sich um eine schnelle und einfache Methode mit Praxisrelevanz. Die Unterfütterungen wurden bei standardisiertem Tageslicht von 1000 Lux von drei normalsichtigen Personen (der Behandler und zwei Helferinnen) im Vergleich zu einer 0 Probe nicht länger als 2 Sekunden betrachtet. Im Befundblatt wurden die Farbveränderung nach folgenden Scores aufgezeichnet.

keine Verfärbung	eben sichtbare Verfärbung	deutlich sichtbare Verfärbung	starke Verfärbung
0	1	2	3

Die drei normalsichtigen Personen haben einer Probe jeweils einen Score von eins bis vier gegeben, daraus wurde der Mittelwert gebildet und dieser wiederum einer der vier Gruppen zugeordnet.

In Ergänzung zu dem vom Behandler durchgeführten Untersuchungen hatten die Patienten ihre Erfahrungen mit dem Material anhand eines *Fragebogens* darzulegen (Anhang 3).

Die Prothesen wurden vor dem Einsetzen *fotografisch dokumentiert*. Dazu diente eine Spiegelreflexkamera Praktika BX 20 mit Diafilm Fuji Sensia DIN 100 und ein 50mm

Standardobjektiv mit Zwischenringen für Makroaufnahmen. Außer zu den festgelegten Kontrollzeiten nach 1 und 6 Monaten wurden weitere Untersuchungen durchgeführt, wenn die bestehende Prothese durch einen neuen Zahnersatz abgelöst wurde.

Bei den Kontrolluntersuchungen wurden die Befunde mit dem Fragebogen und fotografisch dokumentiert.

Außerdem wurden direkt vor der Unterfütterung, sowie vier Wochen und sechs Monate nach der Unterfütterung *Abstriche zur mikrobiologischen Untersuchung* der Mundflora angefertigt. Diese erfolgten mittels Tupfer von der Unterseite der unterfütterten Prothese und von der Wangenschleimhaut des Patienten. Der Tupfer wurde anschließend in ein spezielles Transport-Medium (TRANSWAB[®], Firma: MAST DIAGNOSTICA, Reinfeld, Deutschland) gegeben und an das Institut für Medizinische Mikrobiologie der FSU Jena zu Auswertung geschickt. Die Ergebnisse veröffentlichte GRÖBER in ihrer Dissertationsschrift (Gröber 2002).

6. Experimentelle Untersuchungen

6.1. Untersuchte Eigenschaften und Untersuchungsmethoden

6.1.1. In vitro- Bestimmung der mittleren Rauwerte

Im Laufe der klinischen Untersuchungen zeigte es sich, dass nach Bearbeitung die Oberfläche an den Übergängen zwischen den Unterfütterungsmaterialien und dem PMMA-Basiskunststoff mit Fehlern behaftet ist.

Die Oberfläche eines Gegenstandes ist die Begrenzung zum umgebenden Medium. Sie enthält bedingt durch den Bearbeitungsprozess Gestaltungsabweichungen, die in Formabweichung, Welligkeit und Rauheit unterteilt werden. Mit dem Tastschnittmessverfahren wird die Oberfläche zweidimensional erfasst. Das arithmetische Mittel der Profilabweichungen des gefilterten Rauheitsprofils von der mittleren Linie innerhalb der mittleren Messstrecke l_m wird als Mittenrauwert (R_a) bezeichnet (nach DIN 4768, DIN 4762 , ISO 4287/1). Als weitere Größe wurde die Maximale Rautiefe R_t ermittelt und verglichen. Diese kennzeichnet den senkrechten Abstand zwischen höchsten und tiefsten Punkt des gefilterten Rauheitsprofils innerhalb der Bezugsstrecke (Messstrecke l_m).

$$R_a = \int_{x=0}^{x=l_m} |y| dx$$

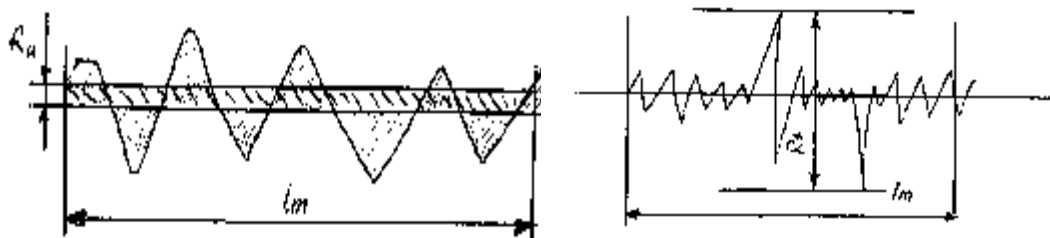


Abb. 4: Berechnung von Mittenrauwert R_a (links) und maximaler Rautiefe R_t (rechts)

Wenngleich es Unterschiede in den Werkstoffeigenschaften der marktüblichen A-Silikone gibt (Welker et al. 2003), die auf die Bearbeitbarkeit und das Ergebnis der Oberflächenqualität Einfluss nehmen, wurden in der Untersuchung nur die Übergänge zwischen Unterfütterungskunststoff und Basiswerkstoff an den in der klinischen Studie verwendeten Materialien gemessen. Ziel war es, Mittenrauwerte zu erreichen, die kleiner sind als die Durchmesser von Mikroorganismen, also etwa $1\mu m$, um Mikronischen als Retentionsorte zu beseitigen, eine Anlagerung von Belägen zu erschweren und die Hygienisierung zu erleichtern.

6.1.2. Prüfkörperherstellung

Die zu untersuchenden Materialien, die benötigten Gefäße und Instrumente wurden bei einer Raumtemperatur von $24^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ verwendet.

Für die Prüfkörperherstellung wurde eine Silikonform mit WEITUR PRESS[®] ausgegossen und der Kunststoff im Drucktopf 5 min auspolymerisiert. In den 29mm x 29mm x 6mm großen quadratischer Versuchskörper wurde eine 6 mm x 3 mm tiefe Treppe eingearbeitet, mit MOLLOSIL PLUS[®] bzw., UFI GEL HARD[®] oder UFI GEL HARD C[®] ausgefüllt und gegen eine Glasplatte gepresst. Der Prüfkörper wurde anschließend in 50 Grad warmen Wasserbad ausgehärtet. Die Verarbeitung der Materialien erfolgte dabei jeweils genau nach den produkteigenen Gebrauchsanleitungen.

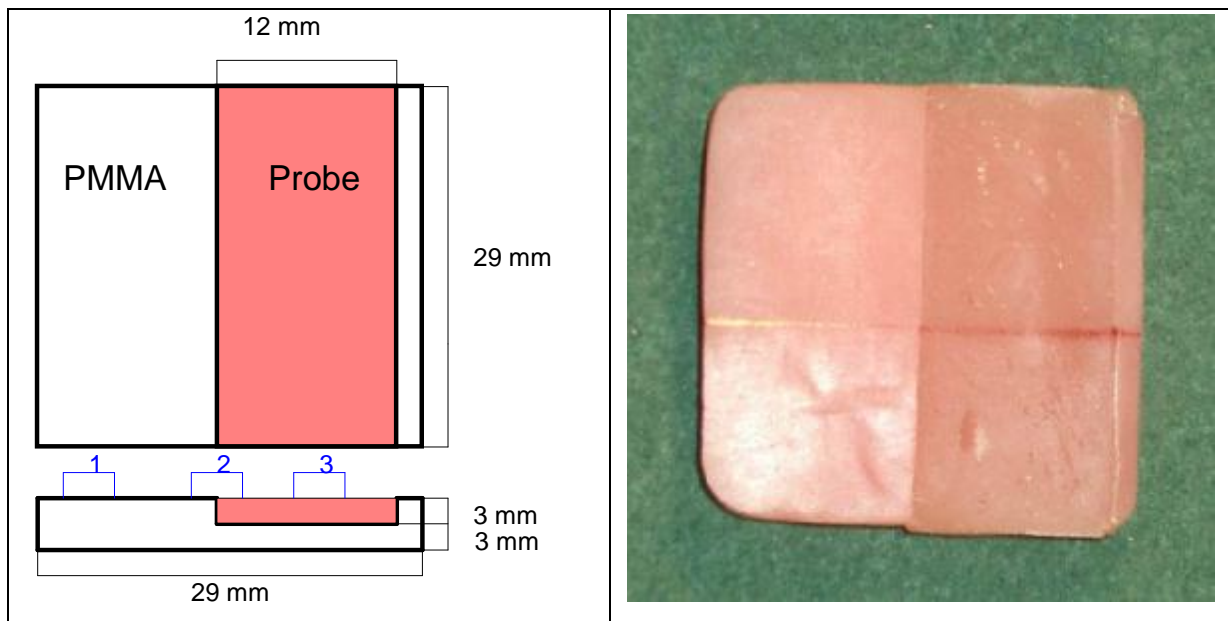


Abb. 5: Probekörper zur Messung von R_a und R_z , mit gekennzeichneten Abtaststrecken (1,2,3)

6.1.3. Versuche zur Bearbeitbarkeit

Um einen optimalen Bearbeitungsmodus für den Übergang zwischen Unterfütterungskunststoff und Basismaterial zu erreichen, wurde eine Versuchsreihe mit den derzeit zur Verfügung stehenden Werkzeugen zur Bearbeitung von Unterfütterungswerkstoffen durchgeführt. Zur Bearbeitung standen die in Abbildung 6 dargestellten Werkzeuge einzeln oder in Kombination zur Verfügung

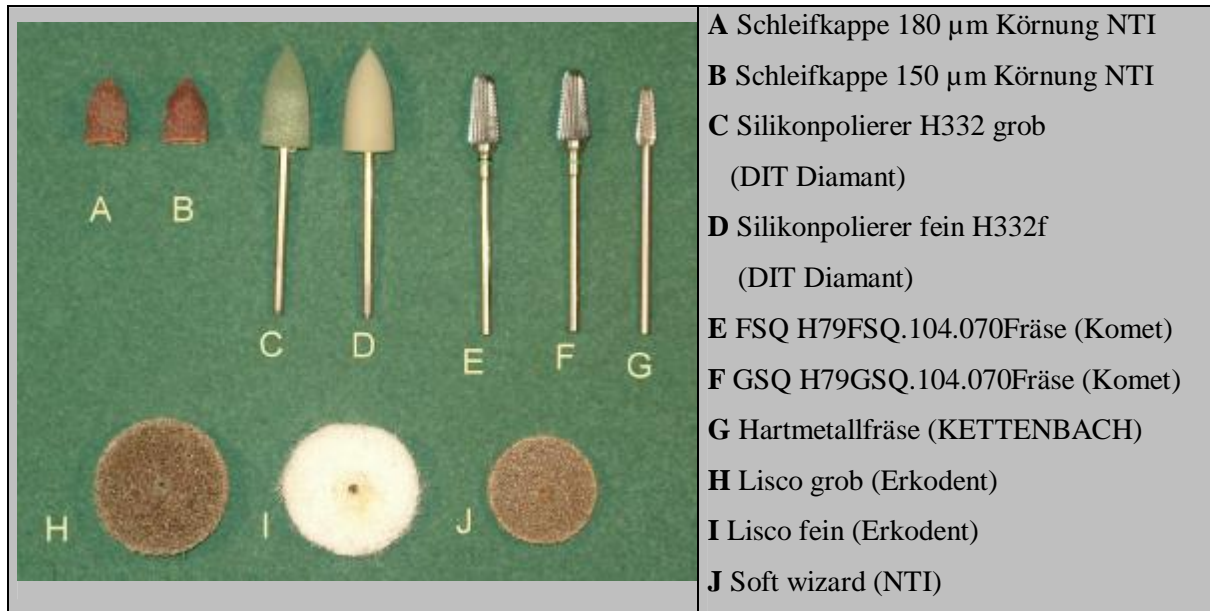


Abb. 6: Werkzeuge zur Bearbeitung der Unterfütterungen

Diese stellen Beispiele der Werkzeuge dar, die in Abschnitt 2.6 und 2.7. der Einleitung beschrieben wurden. Von den Herstellern der weichen Unterfütterungsmaterialien werden explizit die in Tabelle 2 zusammengestellten Werkzeuge mitgeliefert.

Tab. 2: mitgelieferte Werkzeuge in ADS Materialien

Firma	Code	Material	Werkzeug
KETTENBACH	G	MUCOPREN SOFT [®]	Hartmetallfräser
DETAX	A	MOLLOSIL PLUS [®]	Schleikappe 180 μm
VOCO	H	UFI GEL C [®]	Lisko grob

Die Ausarbeitung erfolgte dynamisch bei einer durchschnittlichen Umdrehungszahl von 10000 U/min bei Raumtemperatur. Die Bearbeitungsrichtung wechselte kreuzweise diagonal zum Übergangsbereich. Der Anpressdruck war zahntechnisch subjektiv. Mit Hilfe des Rauheitsmessgerätes Hommeltester T1000 (Hommelwerke) und dem Computerprogramm TURBO- DATAWIN wurde der Mittenrauwert der Prüfkörperoberflächen ermittelt. Bei jedem Prüfkörper wurden jeweils 10 Messstrecken über 4,8 mm gemessen, zunächst am Unterfütterungsmaterial, dann am Basiswerkstoff und schließlich am Übergang zwischen den Werkstoffen. Als Oberflächenkennwerte wurden der Mittenrauwert und die Maximale Rautiefe verglichen. Die Werkzeuge wurden einzeln oder in Kombination nach Tabelle 3 und

4 eingesetzt. Bei den beiden harten Kunststoffen UFI GEL HARD[®] und UFI GEL HARD C[®] wurde analog den Polierregeln für PMMA verfahren.



Abb. 7: Hommeltester T 1000

Tab. 3: Werkzeugkombinationen und Bearbeitungskennwerte bei der Messung zur Oberflächenrauigkeit beim Übergang zwischen UFI GEL HARD C[®] und PMMA bzw. UFI GEL HARD[®] und PMMA

	Material	Werkzeug	Firma	Bearbeitungs-zeit	Werkzeug-durchmesser in mm
1	UFI GEL HARD C [®]	Kombination 1 Silikon grob Silikon fein Hochglanz-schwabbel	DIT Diamant	3 x 1 min	10 mm 10 mm 100 mm
2	UFI GEL HARD [®]	Kombination 1 Silikon grob Silikon fein Hochglanz-schwabbel	DIT Diamant	3 x 1 min	10 mm 10 mm 100 mm

Tab. 4: Bearbeitungsreihen von Werkstoffpaarungen zur Erfassung der Oberflächenrauigkeit am Übergang von PMMA zu MOLLOSIL PLUS®

	Werkzeug	Firma	Bearbeitungszeit in min	Durchmesser in mm
1	HM Fräse	KETTENBACH	5	4,0 – 2,7
2	FSQ	Komet	3	6,6 – 4,0
3	GSQ	Komet	5	6,6 – 4,0
4	Lisco grob	Erkodent	3	26
5	Schleifkappe 150	NTI	3,5	8,1
6	Schleifkappe 80	NTI	4	8,1
7	Soft wizard	NTI	4	22
8	Kombination 2 Lisco grob	Erkodent	3	26
	Lisco fein	Erkodent	1	26
9	Kombination 3 Schleifkappe 150	NTI	3,5	8,1
	Lisco grob	Erkodent	1	26
	Lisco fein	Erkodent	1	26
10	Kombination 4 Schleifkappe 80	NTI	4	8,1
	Lisco grob	Erkodent	1	26
11	Kombination 5 HM Fräse	KETTENBACH	5	4,0 – 2,7
	Lisco grob	Erkodent	1	26

6.1.4. „Gaumentest“

Während der klinischen Untersuchungen fiel auf, dass UFI GEL HARD C[®] sich durch eine unregelmäßig strukturierte Oberfläche auszeichnete, die sehr zur Anlagerung harter Beläge beitrug. (Welker et al. 2002). Die Firma VOCO machte die nicht entfernte Schmierschicht des Kompositmaterials dafür verantwortlich. Da in der klinischen Reihe die Prothesenbasis entsprechend der mehrheitlichen Lehrmeinung breitflächig nicht bearbeitet wurde, ist in vitro eine Testung der Oberflächenrauigkeiten ohne maschinelle Bearbeitung durchgeführt worden. Die Versuchskörper wurden mit dem zu testenden Werkstoff gegen die speichelfeuchte Gaumenschleimhaut eines Probanden abgeformt. Es wurden 8 verschiedene Werkstoffe getestet, die als direkte Unterfütterungsmaterialien in Betracht kommen.

Die Proben wurden unbehandelt gelassen. Lediglich die Materialien des UFI GEL[®] Systems wurden zusätzlich behandelt. Von diesen blieb jeweils eine Probe unbehandelt, eine Probe wurde zwei Minuten mit einem Dampfstrahler (Amann Electronic Steamer) abgestrahlt und eine Probe wurde extra noch mit einer 70 %-iger Isopropanollösung (Lichtenstein Pharmazeutika GmbH & Co, Mühlheim Kärlich) zur Beseitigung der Schmierschicht nachbehandelt. Danach wurden jeweils die R_a- und R_t- Profile erfasst und verglichen.

Zur Beurteilung der Oberflächenqualität bei direkter Unterfütterung wurde ein sog. Gaumentest mit MUCOPREN SOFT[®], MOLLOSIL PLUS[®], UFI GEL C[®], UFI GEL HARD C[®], UFI GEL HARD[®], WEITUR PRESS[®] und GC PATTERN RESIN[®] durchgeführt. Dazu wurden auf Acrylglasscheiben 10 mm x 15 mm lange Streifen der Werkstoffe aufgebracht und sogleich gegen die speichelfeuchte Schleimhaut am Gaumen eines Probanden ausgeformt. Es erfolgte keine weitere Bearbeitung der Proben.

6.1.5. In vitro- Prüfung des Verbundes PMMA- Silikon durch einen Schältest

Der Versuch machte sich notwendig, weil in der klinischen Untersuchung beobachtet wurde, dass mehrere Patienten versuchten, das weiche Unterfütterungsmaterial von der Basis abzuziehen (siehe Abbildung 8), da der Übergang an einigen Stellen als störend empfunden wurde. Der Schältest stellt eine extrem hohe Herausforderung an den Verbund zwischen Silikon und PMMA dar. Die Haftfestigkeit bei weichbleibenden Unterfütterungsmaterialien kann durch verschiedene Grundtypen von Prüfverfahren bestimmt werden. Eine Vielzahl von Prüfverfahren wird dabei in der Literatur beschrieben. So werden häufig Scher- und Zugversuche durchgeführt (Schmidt und Hacker 1996, Arndt 2000).

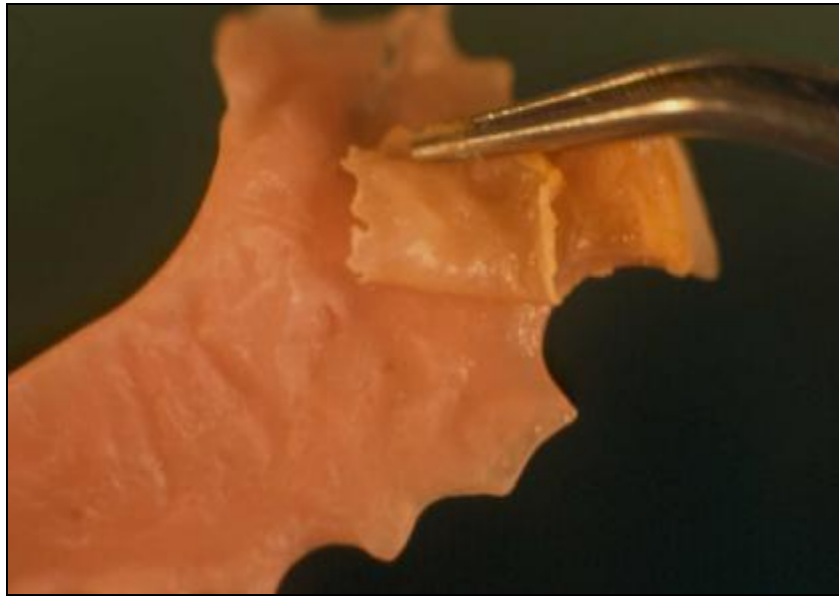


Abb. 8 Verlust des Verbundes zwischen WEITUR PRESS® und MOLLOSIL PLUS® nach 4 Wochen Tragezeit , dadurch war ein Abschälen des Unterfütterungsmaterials durch den Patienten möglich

Besonders bei Elastomeren, wie den Silikonen, liefert aber der reine Zugversuch keine befriedigende Ergebnisse. Aus diesem Grund wurde der Weiterreißversuch in der Prüftechnik eingeführt. Der Weiterreißwiderstand ist der Quotient aus der Kraft, die ein definiert eingeschnittener Probekörper festgelegter Form und Abmessung (Querschnitt) dem Weiterreißen entgesetzt. Dabei soll die angelegte Kraft im wesentlichen senkrecht zur Schnittrichtung wirken. Angelehnt an die Bestimmung des Weiterreißwiderstandes von Elastomeren (Streifenprobe) nach DIN 53 507 (N1) wurde im Arbeitsbereich Werkstoffkunde und Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der FSU Jena ein Schältest durchgeführt. Bei dem Schälversuch wird der Verbund von einer Kante der Verbundfläche aus zerstört (Wright et al. 1985, Wright 1986, Wright et al. 1998). Es wird die zum Weiterreißen/ Schälen notwendige Arbeit ermittelt. Das Angreifen der Kraft an einen Weichkunststoff bewirkt eine viskoelastische Verformung, die die Prüfergebnisse verfälscht. Schältests mit einem Schälwinkel von $< 180^\circ$ haben auch den Mangel, dass sich der Winkel während des fortschreitenden Abziehens ändert und somit die Versuchsbedingungen nicht konstant bleiben. Somit konnten die Bestimmungen der DIN 53507 nicht konsequent erfüllt werden.

6.1.6. Prüfkörperherstellung

In eine Silikonform wurde MMA/ PMMA- Kunststoff- Mischung (WEITUR PRESS®) gegossen und auspolymerisiert. Danach wurde ausgebettet, ausgearbeitet und die Oberfläche

mit Korundschleifpapier der Körnung 800 bearbeitet, so dass die Probekörper die Abmessungen 40 mm x 10 mm x 10 mm erreichten. Danach wurde eine Fläche von 100 mm² mit dem produktspezifischen Primer des Adhäsivsystems konditioniert. Der Körper wurde in die isolierte Silikonform zurückgesetzt und mit Silikon auf die Höhe der Form von 20 mm aufgefüllt und mit einer Glasplatte abgedeckt. Der Schältest wurde mit UFI GEL C[®], MUCOPREN SOFT[®] und MOLLOSIL PLUS[®] und den dazugehörigen Verbundsystemen durchgeführt. Weiterhin wurde der Haftvermittler von MOLLOSIL PLUS[®] für die beiden anderen weichen Kunststoffe im Verbund mit PMMA getestet. Es wurden pro Verbund jeweils 5 Probekörper mit der Universalprüfmaschine Zwick 1435 (Ulm) bis zum Versagen des Verbundes geprüft.

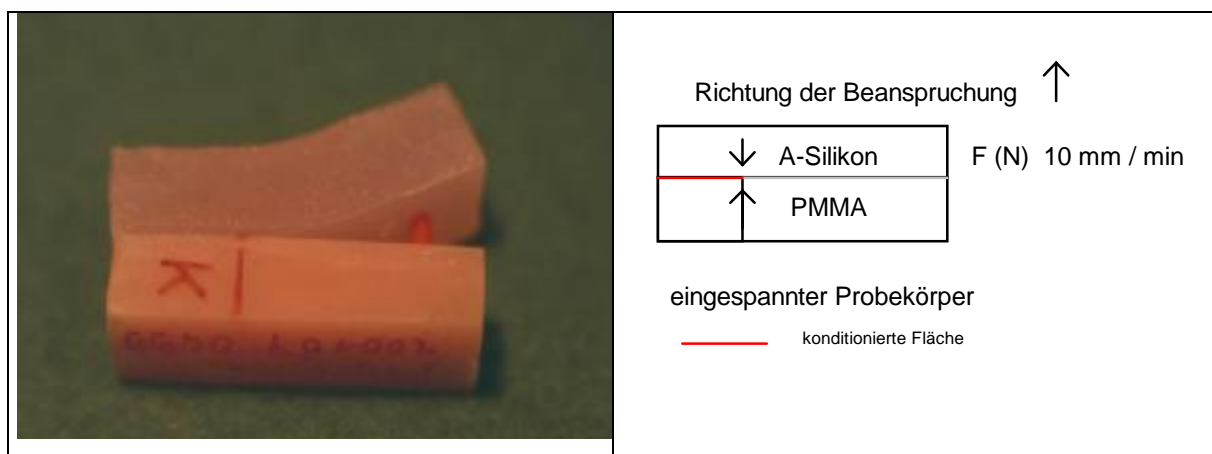
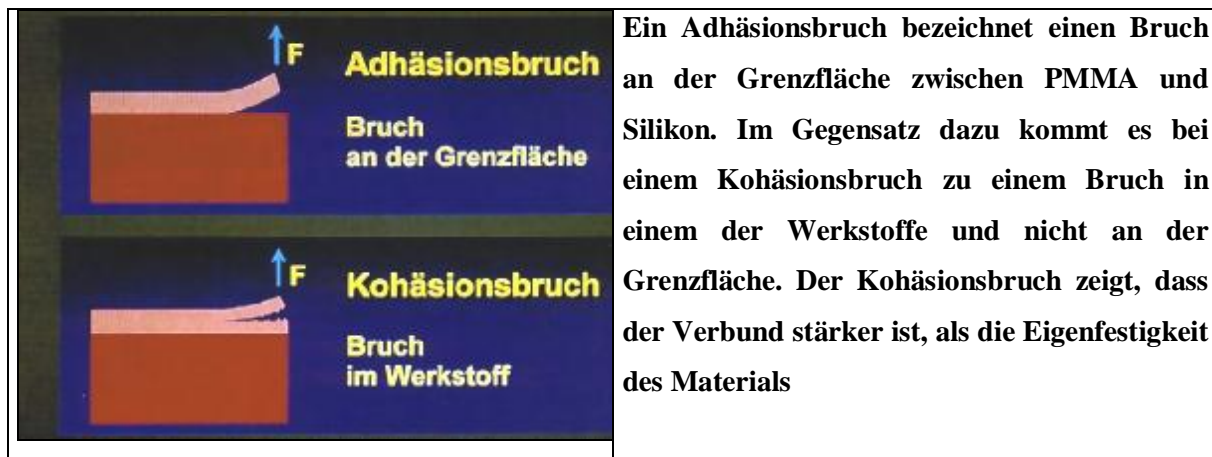


Abb. 9: Probekörper für den Schältest bei weichbleibenden Unterfütterungsmaterialien



Ein Adhäsionsbruch bezeichnet einen Bruch an der Grenzfläche zwischen PMMA und Silikon. Im Gegensatz dazu kommt es bei einem Kohäsionsbruch zu einem Bruch in einem der Werkstoffe und nicht an der Grenzfläche. Der Kohäsionsbruch zeigt, dass der Verbund stärker ist, als die Eigenfestigkeit des Materials

Abb. 10: adhäsives und kohäsives Verbundversagen (Göbel 2001)

Die Kraft wirkte in einem Winkel von 90° zum eingespannten Probekörper. Durch das Ziehen kam es zu einer Änderung der Richtung der wirkenden Kraft. Dieser Fehler wurde jedoch bei den Betrachtungen vernachlässigt. Um die Relaxation und die Trägheit der Versuchsanordnung zu minimieren, wurde eine niedrige Vorschubgeschwindigkeit von 10 mm/min gewählt.

Neben der Höchstkraft wurde in Anlehnung an die DIN 53 507 die Art der Trennung (siehe Abbildung 10) mit Hilfe der folgenden Kennbuchstaben registriert:

- K Trennung im Elastomer (kohäsives Versagen des Verbundes)
- A Trennung zwischen Elastomer und Basiskunststoff (adhäsives Versagen des Verbundes)

6.2. Statistische Auswertung

Da bei der Bestimmung von Messwerten immer zufällige Fehler gemacht werden und die Messwerte deshalb streuen, müssen die Messungen mehrfach wiederholt werden. Dabei entsteht eine Verteilung der Werte mit einem mittleren Wert, um den die weiteren Werte mehr oder weniger streuen.

Dieser mittlere Wert entspricht dem arithmetischen Mittel \bar{x} welches aus dem Quotienten

$$\bar{x} = \sum x_i / n$$

erhalten wird. Die errechneten Mittelwerte werden in den Diagrammen als Säulen dargestellt. Die Streuung der Einzelwerte wird durch die Standardabweichung s angegeben. Das Streuungsquadrat wird auch als Variabilität bezeichnet.

$$s^2 = 1/(n-1) * \sum (x_i - \bar{x})^2$$

Um auch die Standardabweichungen bei den experimentellen Untersuchungen grafisch beurteilen zu können, wurde die Streuung als Maximum-Minimum-Balken in den Säulendiagrammen dargestellt, oder es erfolgte die Darstellung des Konfidenzintervalles.

Die Standardabweichung kann in % des arithmetischen Mittels angegeben werden und gibt damit Aufschluss über die relative Größe des Fehlers, lässt also Vergleiche zwischen zwei Messreihen zu.

$$s \% = s / \bar{x} * 100$$

Zur weiteren statistischen Prüfung erfolgte die Prüfung auf Gleichheit der Fehlervarianzen.

Als nichtparametrischer Test wurde der KOLMOGOROV-SMIRNOV-Anpassungstest herangezogen. Die Prüfung der Unterschiede zwischen verschiedenen Mittelwerten auf Signifikanz wurde mit dem T-Test durchgeführt. Damit ist eine Aussage über die Irrtumswahrscheinlichkeit in P (%) möglich, mit der ein signifikanter Unterschied zwischen zwei Mittelwerten aus normalverteilten Grundgesamtheiten gegeben ist.

Alle statistischen Berechnungen wurden für diese Arbeit mit der Computersoftware Microsoft Excel und SPSS V.10.0. durchgeführt.

7. Ergebnisse der klinischen Studie

7.1. Epidemiologische Untersuchungen

Bei den insgesamt 75 zur Untersuchung herangezogenen Patienten handelte es sich um 38 Frauen und 37 Männer. Das Durchschnittsalter zu Beginn der Untersuchung betrug 70 Jahre und 2 Monate. Dabei lag das Alter der Patienten zwischen 42 und 94 Jahren. 28 Patienten konnten vom Allgemeinzustand dem athletischen Typ, 16 dem pyknischen Typ und 31 dem leptosomen Typ zugeordnet werden. Die Analyse der Allgemeinerkrankungen nach Befragung laut Befundbogen ist in Abbildung 11 dargestellt.

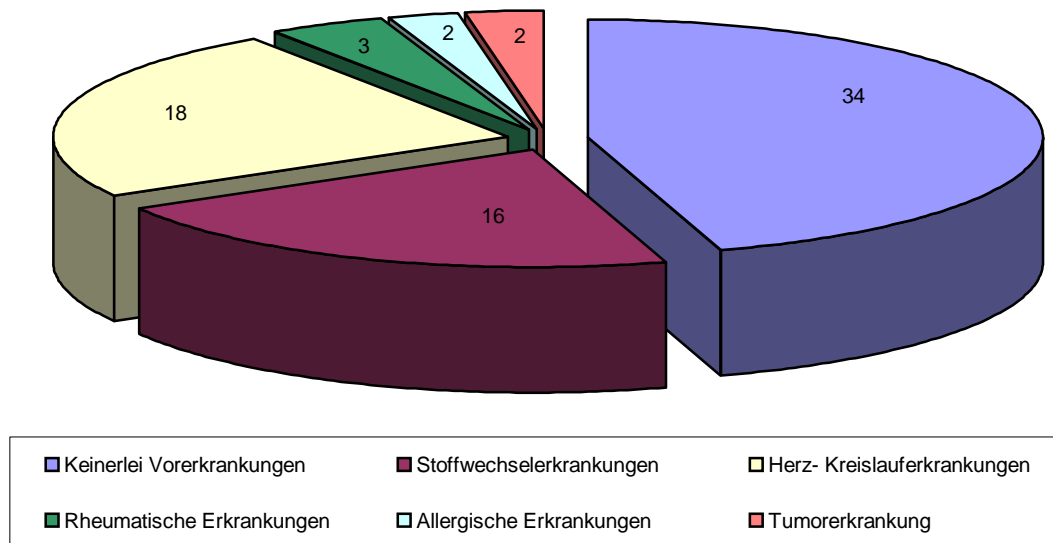


Abb. 11: Analyse der Allgemeinerkrankungen

Demnach gaben 45 % der Patienten keinerlei Vorerkrankungen an. 21 % gaben Stoffwechselerkrankungen, z.B. wie Diabetes mellitus, 24 % Herz- Kreislauferkrankungen und 4 % Erkrankungen des rheumatischen Formenkreises an. Jeweils 3 % Patienten gaben allergische Erkrankungen bzw. Zustand nach Tumorbehandlung an.

Bei der Auswertung der speziellen zahnmedizinische Erkrankungen fanden sich bei 23 Patienten keinerlei Erkrankungen im Mundbereich. Bei 40 Patienten wurde eine Gingivitis diagnostiziert, 11 gaben eine zurückliegende OP im Kieferbereich an. 2 Patienten befanden sich in Therapie wegen einer Kiefergelenkserkrankung. Mehrfachnennungen waren möglich.

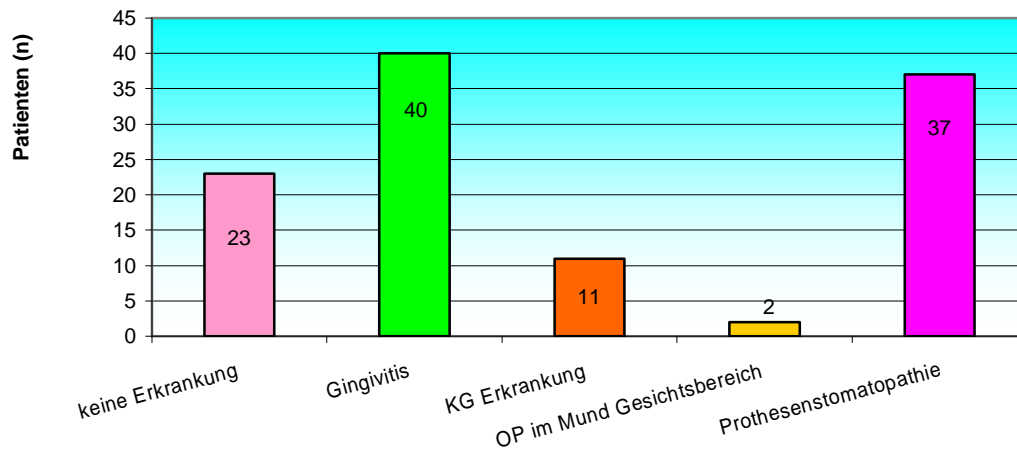


Abb. 12: Ergebnisse der zahnmedizinischen Anamnese

Die Häufigkeitsverteilung der Lückengebisse nach der von EICHNER entwickelten Klassifikation (Eichner 1976) ist auf Abbildung 13 dargestellt. Am stärksten vertreten waren dabei die C- Gruppen mit 57,4 %, gefolgt von den B-Gruppen mit 40 %. Die A- Gruppen spielten mit 6,6 % nur eine untergeordnete Rolle. Über die Hälfte der Probanden wiesen die EICHNER- Gruppen C1 bis C4 auf, dominierend dabei war die Gruppe C3 mit 34,6 %.

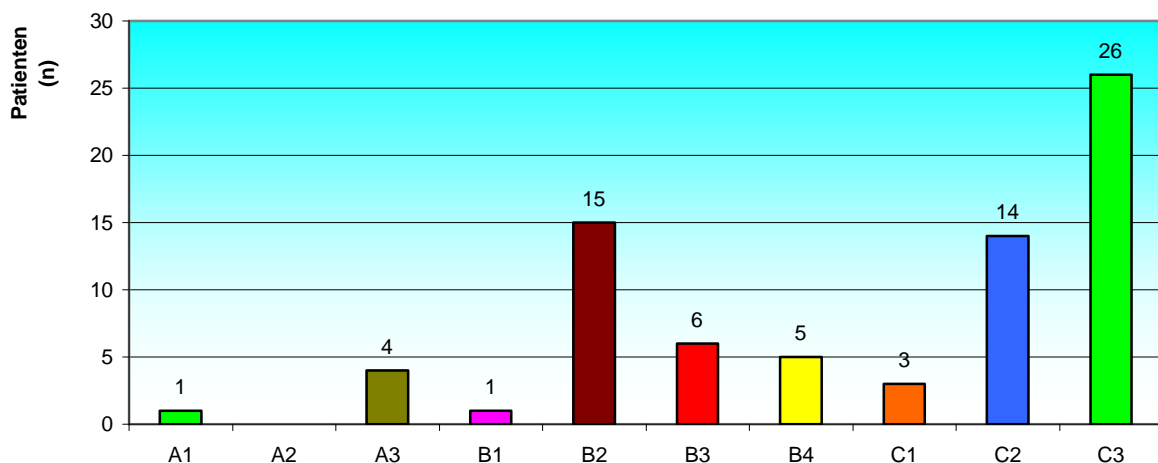


Abb. 13: Häufigkeitsverteilung der Lückengebisse nach der Klassifikation von EICHNER

Hinsichtlich der Lebenssituation der Patienten ergab sich folgende Verteilung: 54,7 % der Patienten lebten in Familie, 30,7 % der Patienten allein in einem Haushalt. 8 % lebten in einer Anlage für „Betreutes Wohnen“ und wurden teilweise betreut. 8 % der Patienten waren in einem Pflegeheim untergebracht und benötigten für die Prothesenpflege und körperliche Hygiene fremde Hilfe.

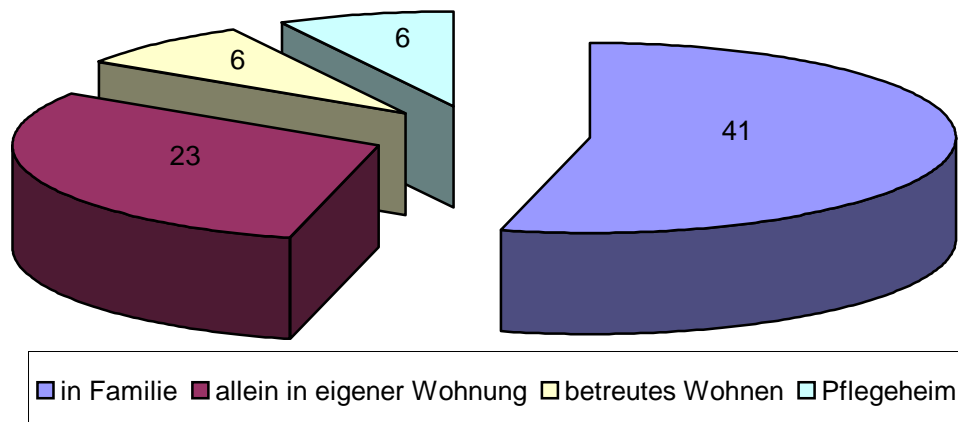


Abb. 14: Lebenssituation der Patienten

In Abbildung 15 ist der Tee-, Kaffee- und Nikotinkonsum der Patienten in Beziehung zum eingegliederten Kunststoff dargestellt. In der Kontrollgruppe mit WEITUR PRESS® befanden sich keine Raucher. In der MOLLOSIL PLUS®- Gruppe war nur ein Raucher. Inwieweit Rauchen, Kaffee und Teekonsum die Qualität der Unterfütterungen beeinflusst, kann anhand der Datenmenge nicht gesagt werden. In allen Gruppen gaben die Patienten jedoch an, Kaffee- oder Tee zu trinken. Dadurch ist in allen Gruppen die Möglichkeit einer starken exogenen Verfärbung durch Kaffee- oder Tee etwa gleichwertig gegeben (Güntzer und Wohlfahrt 2003).

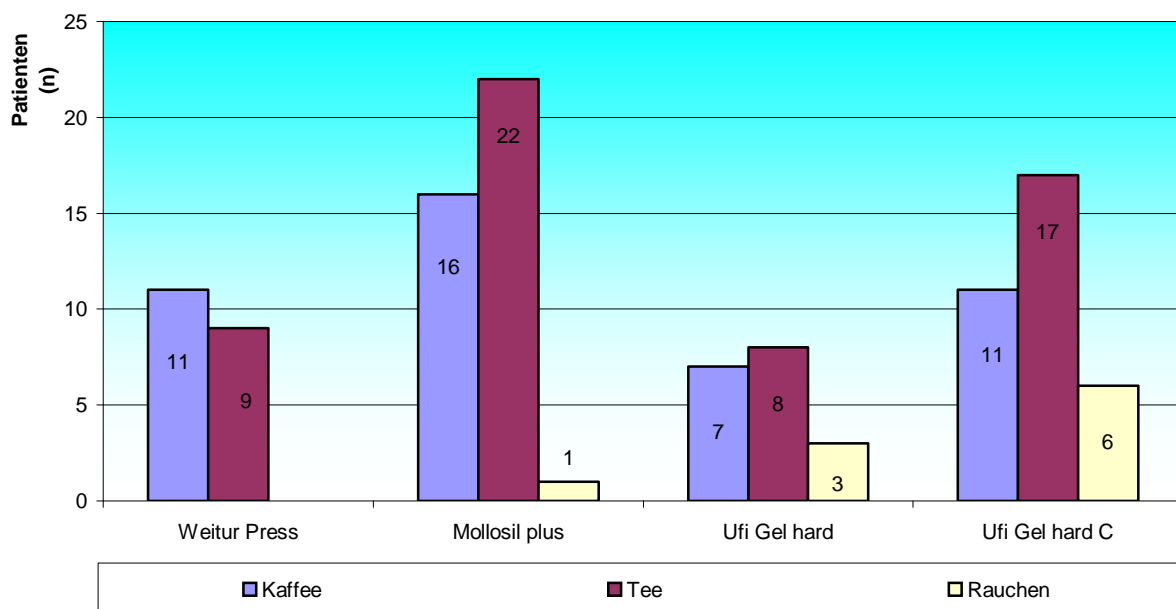


Abb. 15: Tee-, Kaffee- und Nikotinkonsum

Die meisten Prothesen wurden wegen zu schlechtem Halt unterfüttert. Die Indikation zur Unterfütterung durch das weiche Material bestand zum größten Teil durch rezidivierende

Druckstellen. Dies entspricht dem klassischen Indikationsspektrum dieser Materialien. Ein weiterer Grund war die Unterfütterung nach Immediaterweiterung. Andere Gründe waren der Aufbau der Bisshöhe der vorhandenen Prothese zur nachfolgenden prothetischen Neuversorgung und die Unterfütterung von Bissführungsplatten.

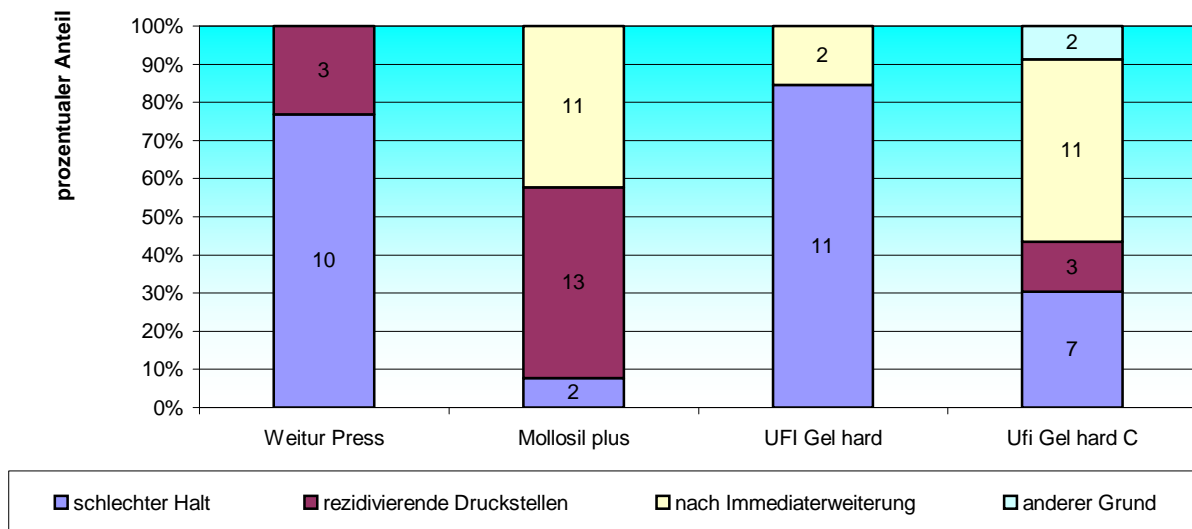


Abb. 16: Gründe für eine Unterfütterung

Die Abbildung 20 zeigt den Tragemodus der Prothesen. 36 – 50% der Patienten gaben an, ihre Prothesen Tag und Nacht zu tragen. 39 – 53% der Patienten trugen ihre Prothesen während der Nachtruhe nicht. 4,3 - 17,4 % gaben bei der Erstuntersuchung an, die Prothese bis zu dem Zeitpunkt selten getragen zu haben.

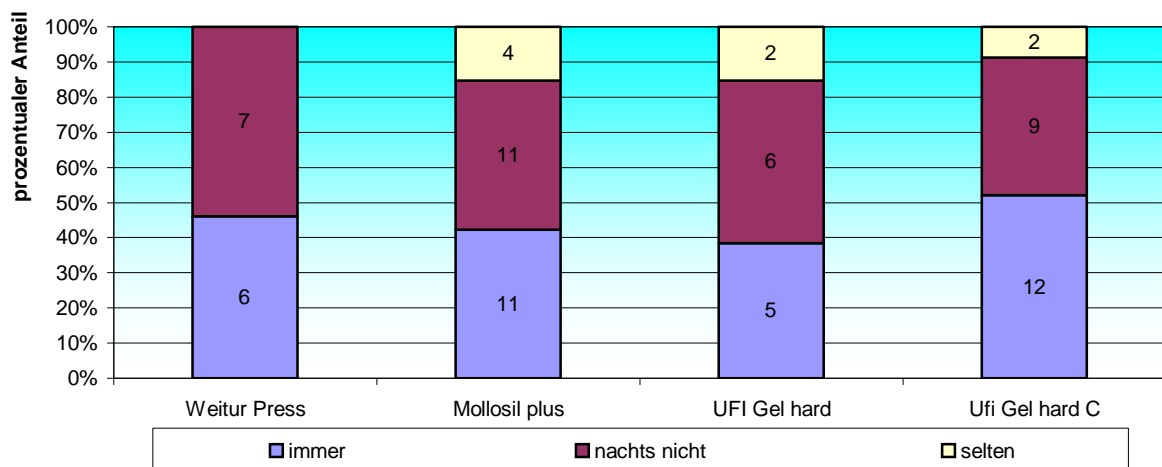


Abb. 17: Tragemodus der Prothesen zur Erstuntersuchung in Beziehung zum eingegliederten Kunststoff

Zum größten Teil lagen für die Unterfütterungen Kunststoffprothesen aus PMMA vor, (57,3%) gefolgt von Modellgussprothesen (16%) und Kombiarbeiten (6,7%). Sofort zu

unterfütternder Immediatersatz (PMMA) wurde in 16 % der Fälle eingesetzt. Bissführungsplatten wurden in zwei Fällen mit dem Testmaterial UFI GEL HARD C[®] aufgebaut und eingesetzt (2,7 %).

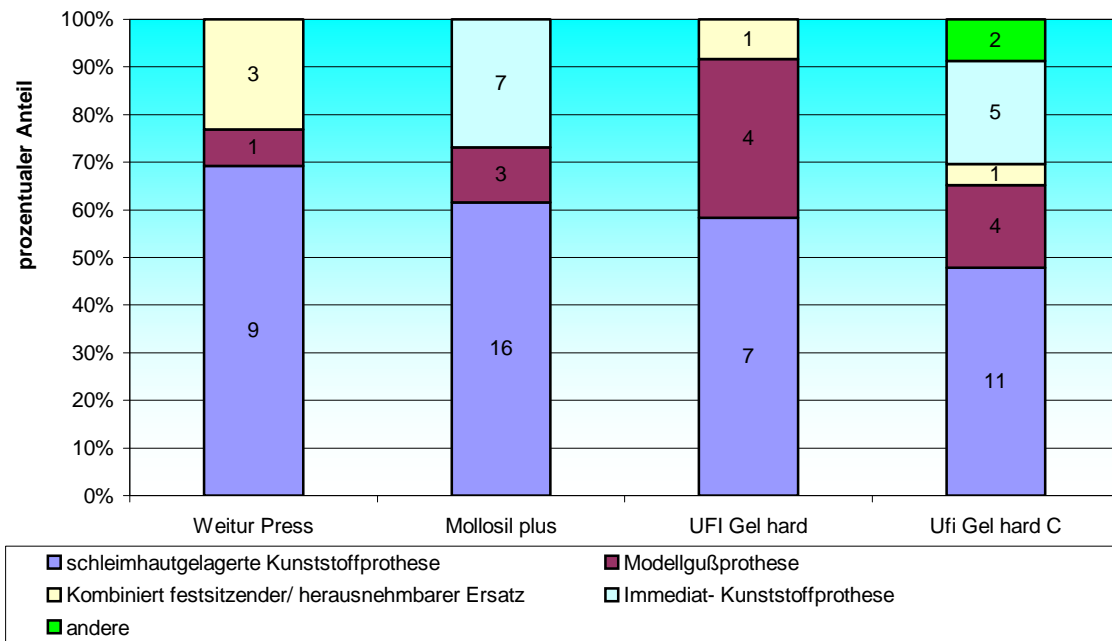


Abb. 18: Art der Prothesen vor Unterfütterung

Die Abbildung 19 zeigt das Alter der für die Unterfütterung herangezogenen Prothesen. Die Kontrollgruppe aus WEITUR PRESS[®] besteht aus den jüngsten Prothesen. Die mit MOLLOSIL PLUS[®], UFI GEL HARD C[®] und UFI GEL HARD[®] unterfütterten Prothesen waren deutlich älter und unterschieden sich in ihrem Alter auf Grund der erhebliche Varianz untereinander nicht signifikant.

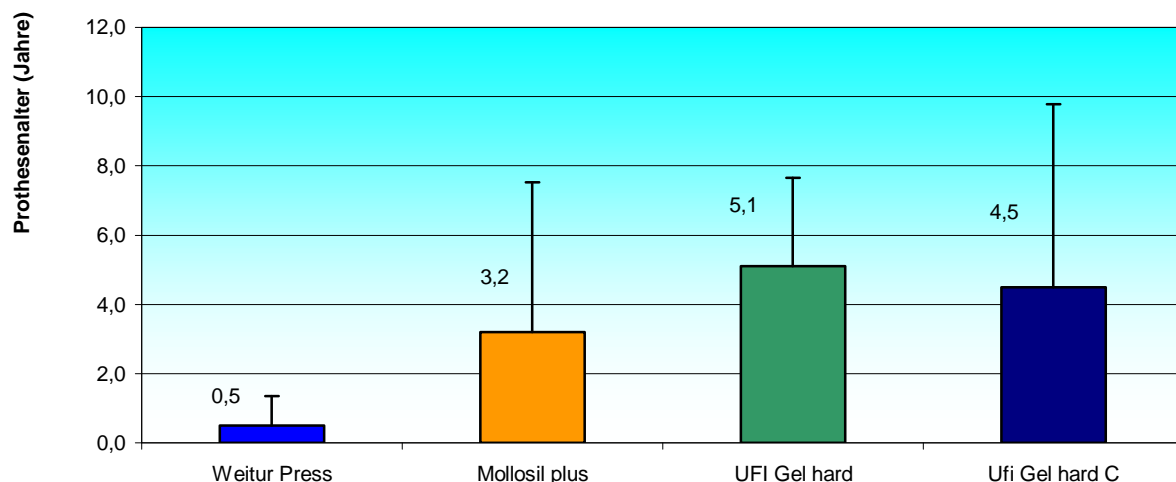


Abb. 19: Durchschnittliches Alter der Prothesen vor Unterfütterung mit den 4 Kunststoffen

Die Abbildung 20 zeigt die gemessene Speichelquantität der Patienten. Bei 4 Patienten lag eine extreme Xerostomie vor (bedingt durch Bestrahlung nach Tumoroperation). Jeweils bei einem Patienten in jeder Gruppe wurde eine Hypersalivation gemessen, bei 58 Patienten lag ein normaler Speichelfluss vor und bei 10 Patienten wurde eine Oligosialie festgestellt.

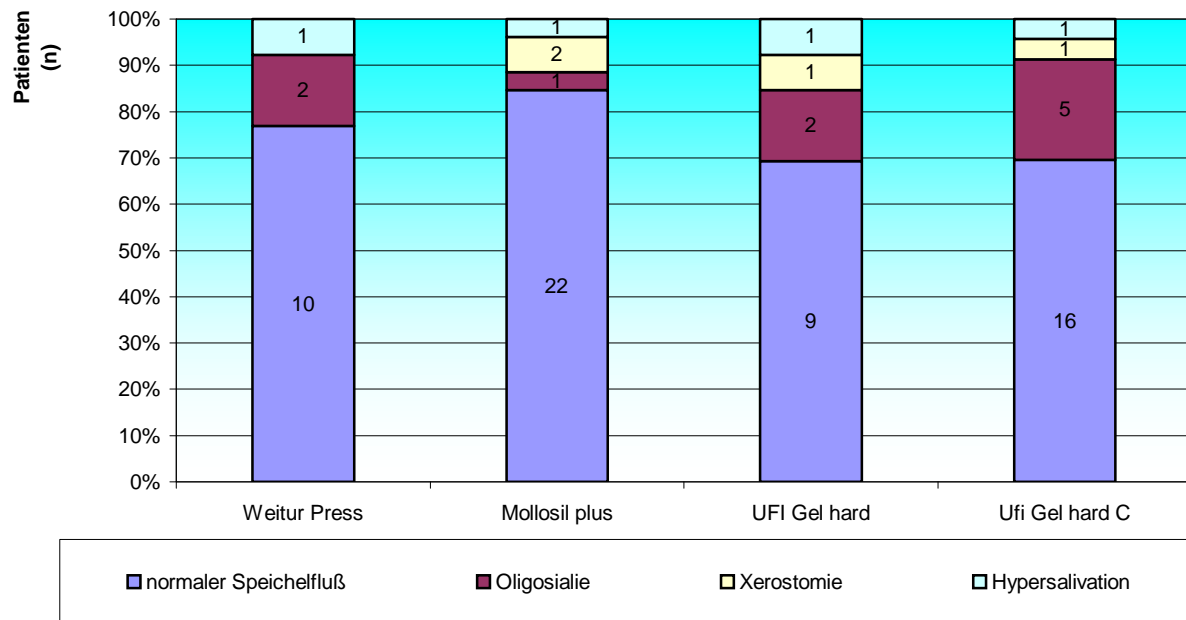


Abb. 20: Verteilung der Speichelquantität bei den Probanden

Die Abbildung 21 zeigt die Einteilung der Probanden nach dem Vorliegen der Speichelqualität (serös, seromukös und mukös).

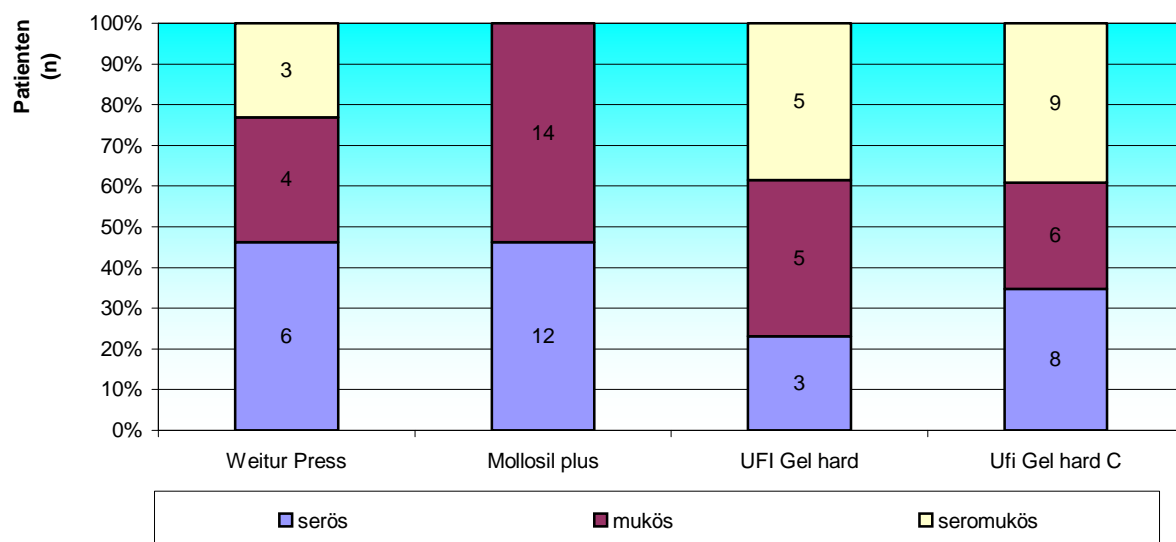


Abb. 21: Verteilung der Speichelqualität bei den Probanden

7.2. Prothesenstomatitis

Das Vorkommen und der Verlauf von Prothesenstomatitis sind in Abbildung 22 grafisch dargestellt.

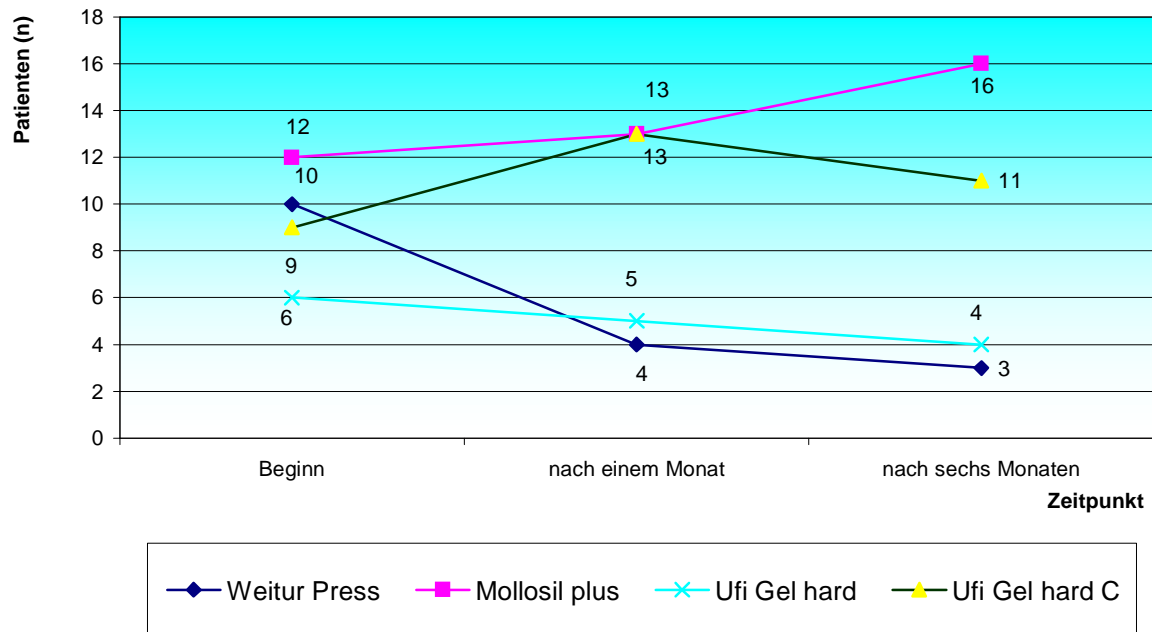


Abb. 22: Vorkommen und Verlauf der Prothesenstomatitis

In allen untersuchten Materialgruppen gab es Patienten, bei denen zu keiner Zeit klinisch eine Prothesenstomatitis nachgewiesen werden konnte. Bei einigen Patienten, vorwiegend aus der Kontrollgruppe, klang die Prothesenstomatitis ab. Dagegen gab es auch Fälle, wie in den Einzelfalldarstellungen beschrieben, bei denen sich erst im Verlaufe des Tragens der Unterfütterungen eine Prothesenstomatitis herausbildete. Dies wurde ausschließlich in den Patientengruppen MOLLOSIL PLUS® und UFI GEL HARD C® beobachtet. Bei den Patienten, bei denen makroskopisch Beläge auf den weichbleibenden Unterfütterungen nachgewiesen wurden, kam es auch in 100 % der Fälle zu der Herausbildung einer Stomatopathie. Der Bezug zu den mikrobiologischen Ergebnissen wird später diskutiert. GRÖBER fand zur ersten Kontrolle vermehrt Sprosspilze und Nonfermenter- Keime. Auch zum Zeitpunkt 2 und 3 traten vermehrt Sprosspilze bei den Patienten mit Prothesenstomatitis auf. Bei MOLLOSIL PLUS® stieg die Anzahl der Patienten mit Stomatitis von 12 auf 16. In der Vergleichsgruppe WEITUR PRESS® heilten unter den neu eingegliederten Prothesen, oder den indirekt hergestellten Unterfütterungen, die meisten Schleimautirritationen ab. Auch bei UFI GEL HARD® war eine Abnahme der Zahl der Patienten mit Prothesenstomatitis zu verzeichnen.

7.3. Veränderungen des Denture Hygiene Index (DHI)

Die Abbildung 23 zeigt die Veränderungen des Denture Hygiene Index für die Unterfütterungswerkstoffe zu den Zeitpunkten der Kontrollen.

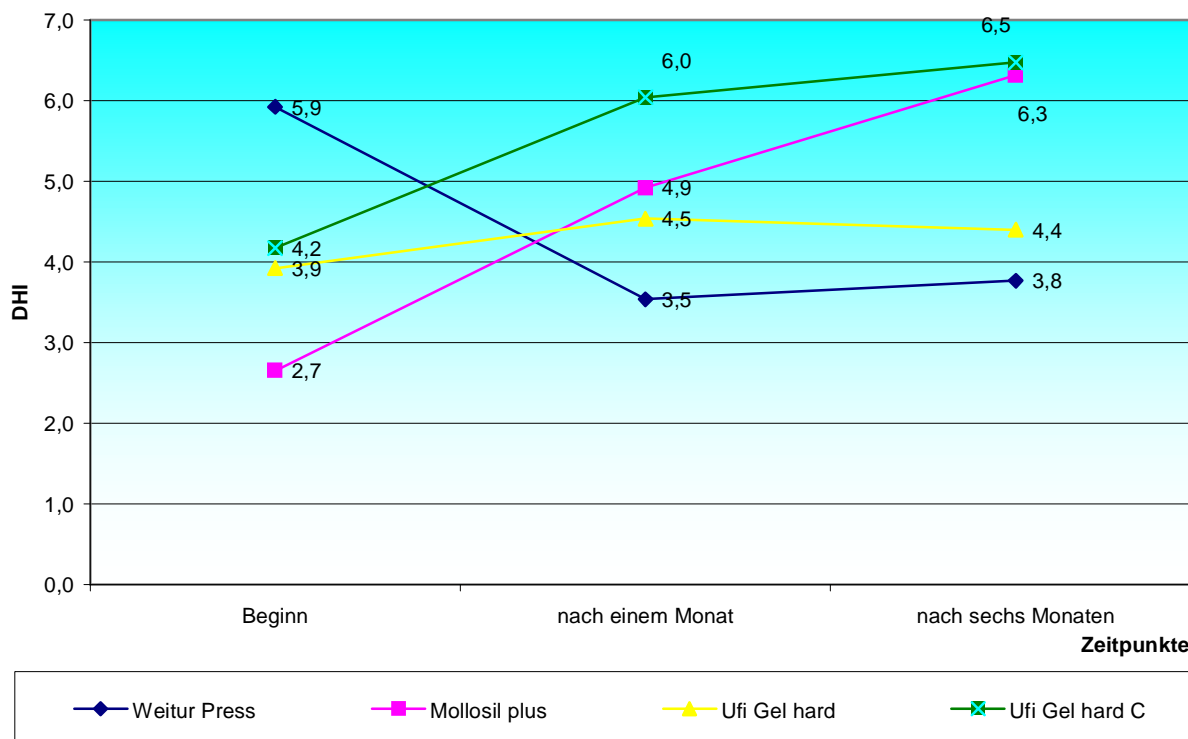


Abb. 23: Verlauf des Denture Hygiene Index (DHI)

Bei WEITUR PRESS® kam es zu einer Verbesserung des Hygienezustandes der untersuchten Prothesen. Der DHI sank von 5,9 auf 3,5 bzw. 3,8.

Analog der Zunahme von Prothesenstomatitis lag bei MOLLOSIL PLUS® eine Erhöhung des DHI von 2,7 auf 6,3 vor. Durch die Unterfütterung mit UFI GEL HARD® änderte sich der Hygienezustand der beobachteten Prothesen nur unwesentlich (4,2 – 4,4).

Bei UFI GEL HARD C® verschlechterte sich der DHI von 4,2 auf 6,5.

7.4. Vorgenommene Korrekturen am Zahnersatz

Die Abbildungen 24 und 25 zeigen die Anzahl und die prozentuale Verteilung der Korrekturen am Zahnersatz zum ersten und zum zweiten Kontrolltermin.

Bei allen drei harten Unterfütterungskunststoffen wurden Druckstellen beobachtet, die durch Nacharbeiten beseitigt werden mussten. Lediglich bei MOLLOSIL PLUS® kam es zu keinen Druckstellen. Allerdings mussten die weichbleibenden Unterfütterungen öfter korrigiert

werden. Die Ursachen dafür waren sich ablösende Silikonbestandteile. Korrekturen am Unterfütterungsmaterial wurden bei allen Werkstoffen, außer bei der Kontrollgruppe notwendig. Zu Brüchen bis zu ersten Kontrolltermin kam es einmal bei mit MOLLOSIL PLUS[®] und dreimal mit WEITUR PRESS[®] unterfütterten Prothesen. Die Ursache lag dabei nicht im Unterfütterungskunststoff, sondern in einer Überschreitung der Indikation, bzw. einer zu geringen Dicke des für die Unterfütterung vorbereiteten Prothesenkörpers.

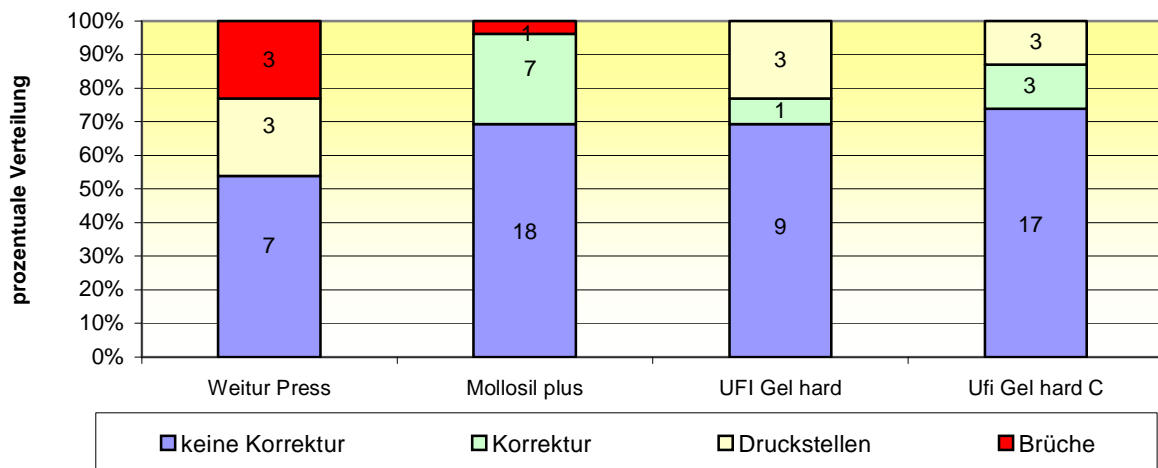


Abb. 24: Anzahl und prozentuale Verteilung vorgenommener Korrekturen am Zahnersatz zum ersten Kontrolltermin

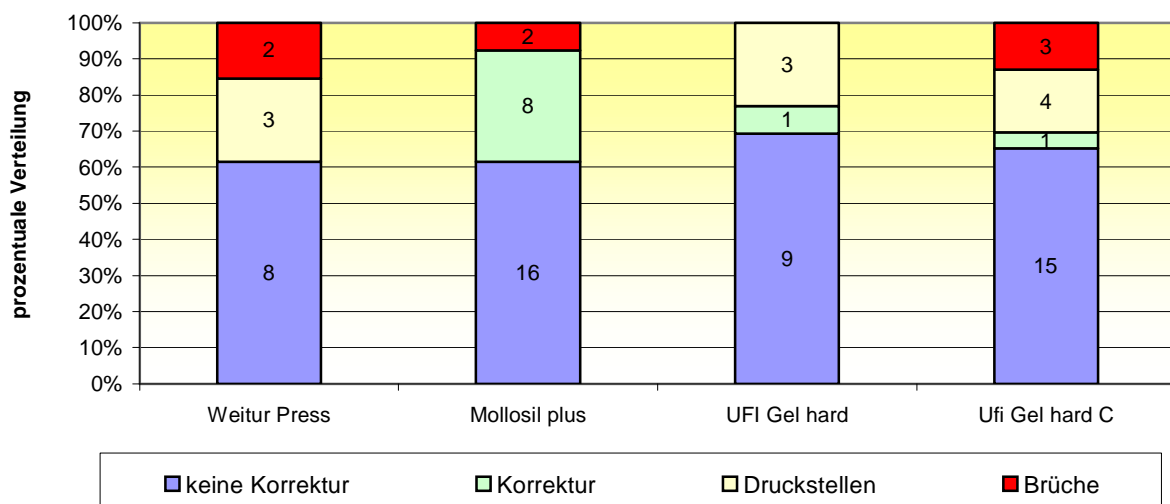


Abb. 25: Anzahl und prozentuale Verteilung vorgenommener Korrekturen am Zahnersatz zum zweiten Kontrolltermin

7.5. Beläge auf den Unterfütterungen

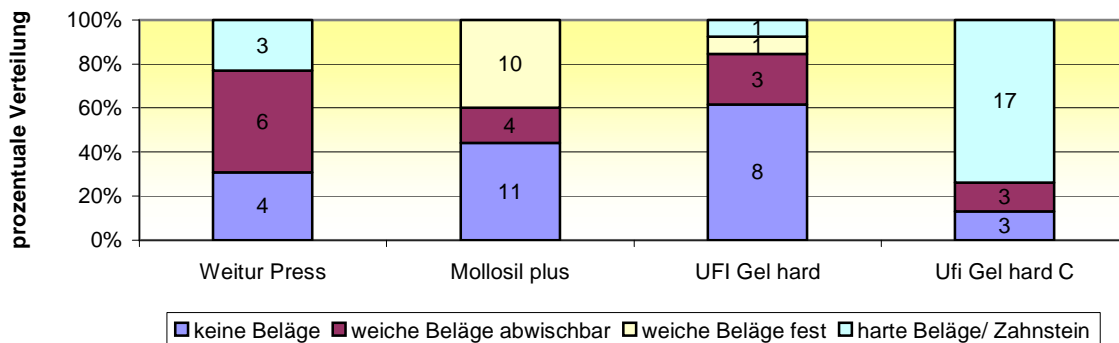


Abb. 26: Beläge auf den Unterfütterungen zur ersten Kontrolle

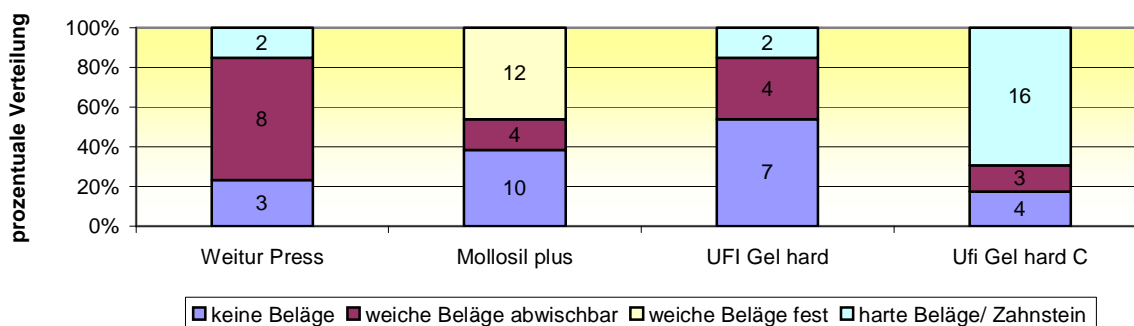


Abb. 27: Beläge auf den Unterfütterungen zur zweiten Kontrolle

Die Abbildungen 26 und 27 zeigen die Verteilung der makroskopisch festgestellten Beläge auf den Unterfütterungen jeweils zur ersten und zweiten Kontrolle. WEITUR PRESS® und UFI GEL HARD® wiesen die wenigsten Beläge während der Kontrollen auf. Bei MOLLOSIL PLUS® dominierten fest haftende weiche Beläge (siehe Fallbeispiele).

An UFI GEL HARD C® sind bereits zur ersten Kontrolle massive Zahnsteinanlagerungen bei 73 % der Patienten feststellbar.

7.6. Struktur und Oberflächenveränderungen der Unterfütterungen

In den Abbildungen 28 bis 33 sind durch den Behandler mit der Lupe festgestellte Struktur- und Oberflächenveränderungen dokumentiert worden, jeweils unterschieden nach dem Kontrollzeitpunkt. Weiter wurde differenziert in Prothesenflächen, die auf der Schleimhaut aufliegen (Tegument), sowie Prothesenflächen, die der Schleimhaut abgewendet sind (Cavum oris). Unterteilt wurde in homogene und poröse Oberflächen. Absprengungen und Ablösungen des Unterfütterungsmaterials wurde extra dokumentiert.

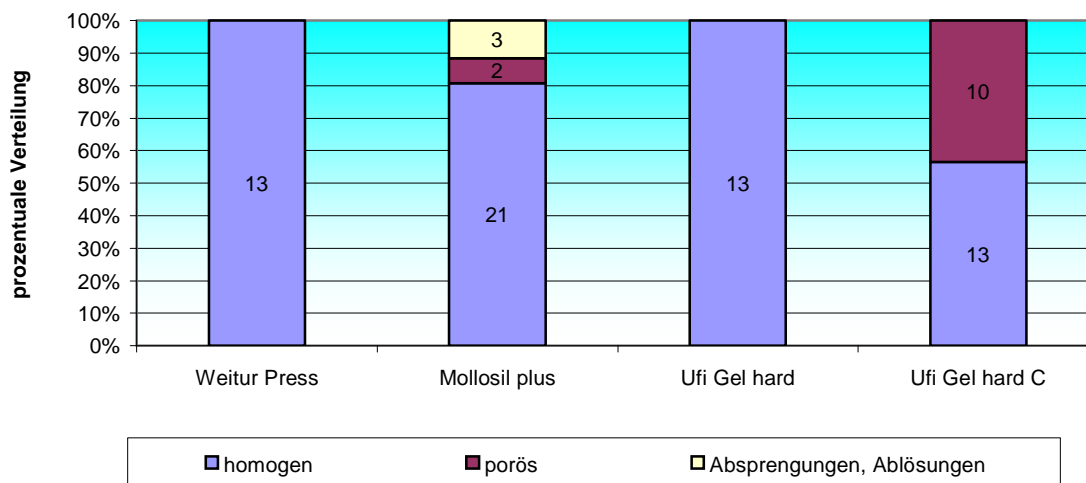


Abb. 28: Prothesenoberfläche zum Cavum oris zu Beginn der Untersuchung

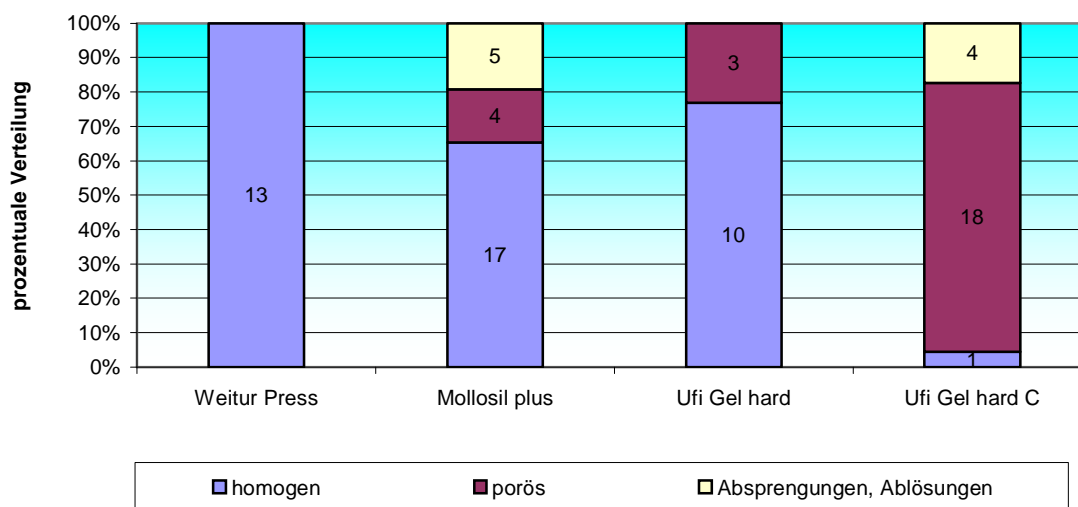


Abb. 29: Prothesenoberfläche zum Cavum oris nach einem Monat

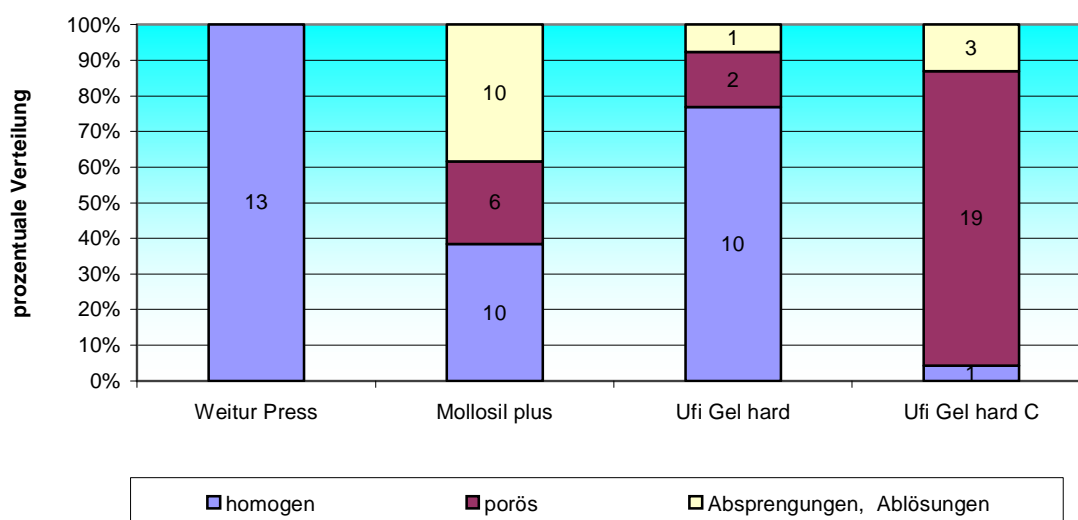


Abb. 30: Prothesenoberfläche zum Cavum oris nach sechs Monaten

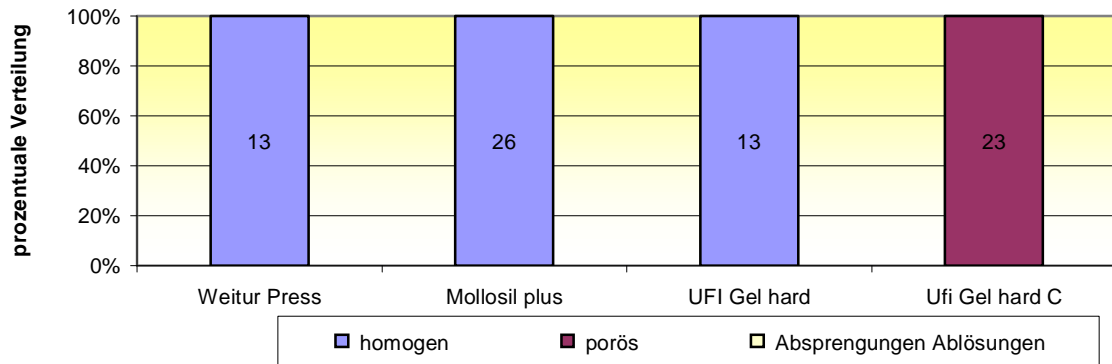


Abb. 31: Prothesenoberfläche zum Tegument unmittelbar nach der Unterfütterung

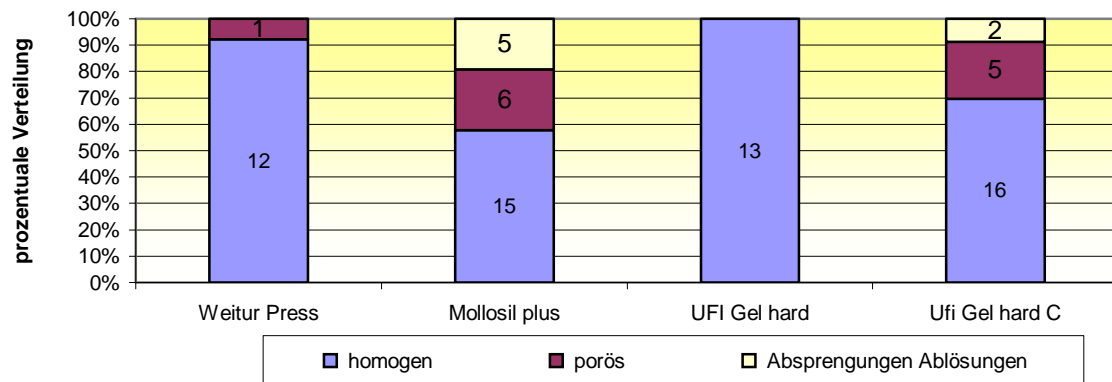


Abb. 32: Prothesenoberfläche zum Tegument nach einem Monat

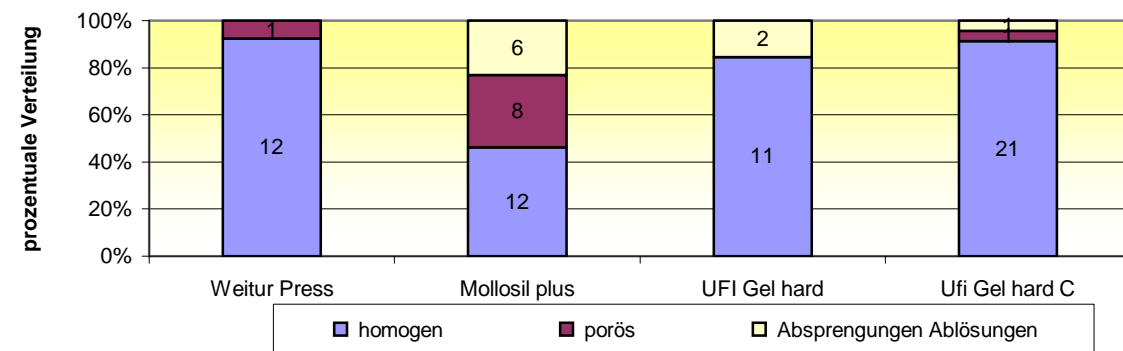


Abb. 33: Prothesenoberfläche zum Tegument nach sechs Monaten

Die Prothesenoberflächen bei den mit WEITUR PRESS[®] unterfütterten Prothesen erwiesen sich sowohl nach einem Monat als auch nach sechs Monaten als homogen, ohne Absprengungen und nicht porös. MOLLOSIL PLUS[®] fiel auf durch diverse Ablösungserscheinungen, die nach 4 Wochen erstmals sichtbar wurden. UFI GEL HARD[®] zeigte zu den beiden Kontrollterminen überwiegend eine homogene Struktur. Bei UFI GEL HARD C[®] zeigte bereits unmittelbar nach der Unterfütterung durch eine intensive Schmierschicht Porositäten und eine insgesamt inhomogene Struktur.

7.7. Farbveränderungen

Die Ergebnisse der endogenen und exogenen Verfärbung im klinischen Test sind in Abbildung 34 für die erste Kontrolle und in Abbildung 35 für die zweite Kontrolle dargestellt.

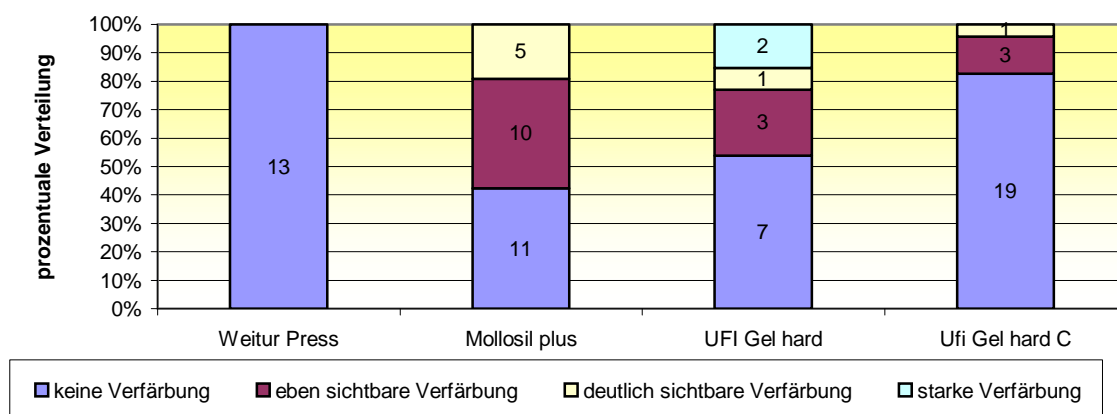


Abb. 34: Farbe im Vergleich zur Nullprobe zum Zeitpunkt der 1.Kontrolle

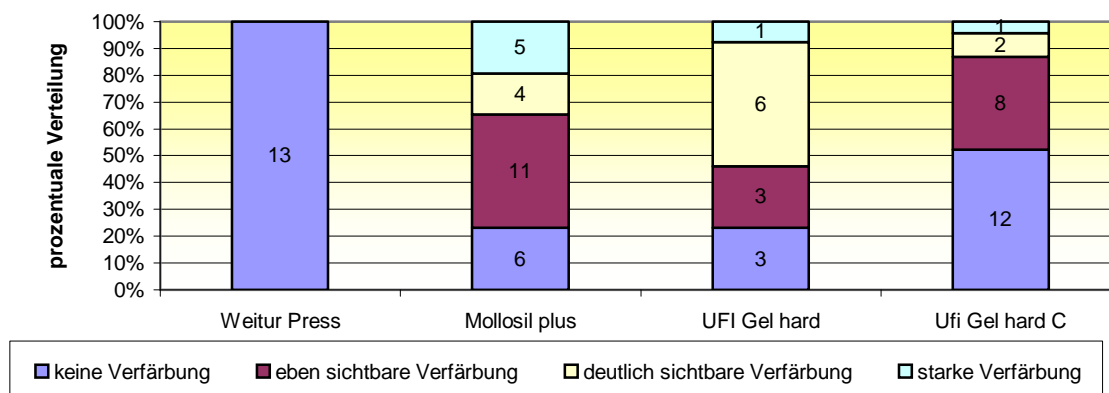


Abb. 35: Farbe im Vergleich zur Nullprobe zum Zeitpunkt der 2.Kontrolle

Demnach zeigt WEITUR PRESS® zur ersten Kontrolle die geringste Tendenz zur Verfärbung, die höchste zeigen MOLLOSIL PLUS® und UFI GEL HARD®. Insgesamt zeigen die harten Kunststoffe eine gerade eben sichtbare Verfärbung. Bei den A- Silikon MOLLOSIL PLUS® kommt es zu einem Ausbleichen. Dadurch, dass die Werkstoffe in der Mundhöhle gleichzeitig endogenen als auch exogenen Verfärbungen ausgesetzt sind, ist eine Unterscheidung in diese beiden Verfärbungen unsicher

Trotzdem ist festzustellen, dass bei WEITUR PRESS® keine exogenen Verfärbungen wahrgenommen wurden. Die Verfärbung bei den anderen Werkstoffen trat hingegen deutlicher hervor. Starke exogene Verfärbungen in Form von nicht abwischbaren Belägen traten bei MOLLOSIL PLUS® und UFI GEL HARD C® auf.

7.8. Auswertung des Fragebogens

Zu jeder Kontrolle wurde der Patient angehalten, seine Erfahrungen mit dem Unterfütterungsmaterial in einen Fragebogen festzuhalten. Die Auswertung ergab folgende Ergebnisse:

Geschmacksirritation

Lediglich zwei Patienten beschrieben bei der Durchführung der weichbleibenden Unterfütterungen mit MOLLOSIL PLUS® einen „leimartigen“ Geschmack, der als störend empfunden wurde. Ein Patient beschrieb nach der Unterfütterung mit UFI GEL HARD C® aufgrund der massiven Beläge eine Beeinträchtigung seines Geschmackempfindens. Bei UFI GEL HARD® und der Kontrollgruppe traten keine Geschmacksirritation auf.

Prothesenreinigung

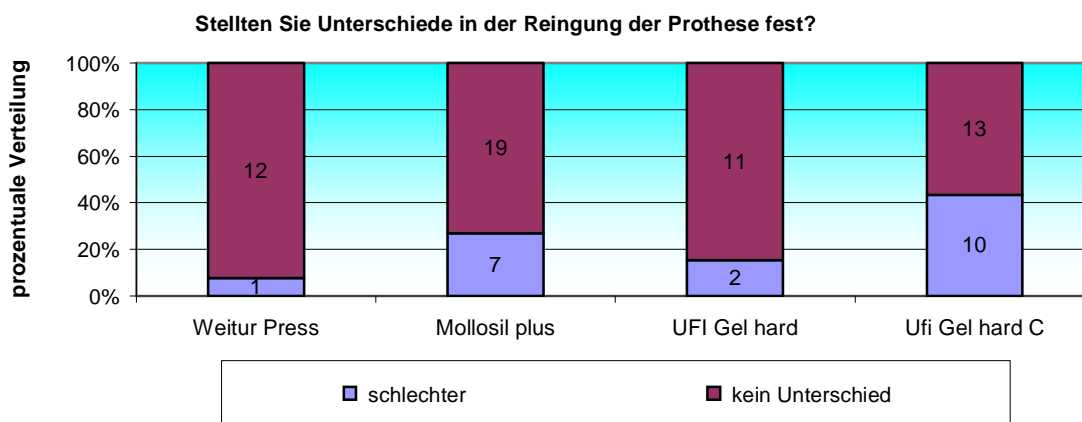


Abb. 36: Von Patienten festgestellte Reinigungsprobleme zur ersten Kontrolle

Bei der Kontrollgruppe gab ein Patient zur ersten Kontrolle an, dass die Reinigung schwieriger geworden sei, als bei der vorhergehenden Prothese. Dies kann daran liegen, dass der Patient als neue Prothese eine teleskopierende Prothese erhalten hatte, deren Reinigung eine besondere Sorgfalt benötigt. Nach 6 Monaten haben die Patienten der Kontrollgruppe keinen Unterschied bei der Reinigung zur vorhergehenden Prothese feststellen können. Bei den Patienten, deren Prothese mit MOLLOSIL PLUS® unterfüttert wurde, gaben 7 Patienten Unsicherheiten mit der Reinigung an, aufgrund der verschiedenen Festigkeiten der Kunststoffe und der nicht sauber definierten Übergänge zwischen den Materialien (Retentionsnischen).

Eine schwierigere Reinigung von Prothesen, die mit UFI GEL HARD[®] unterlegt wurden, gaben zur ersten Kontrolle 2 Patienten an, zur zweiten Kontrolle gab kein Patient einen Unterschied in der Reinigung gegenüber herkömmlichen Prothesen an.

Bei UFI GEL HARD C[®] gaben aufgrund der massiven Beläge bereits 10 Patienten zur ersten und 12 Patienten zu zweiten Kontrolle eine schwierigere Reinigung der Unterfütterung an.

Zufriedenheit über die Veränderungen am Zahnersatz

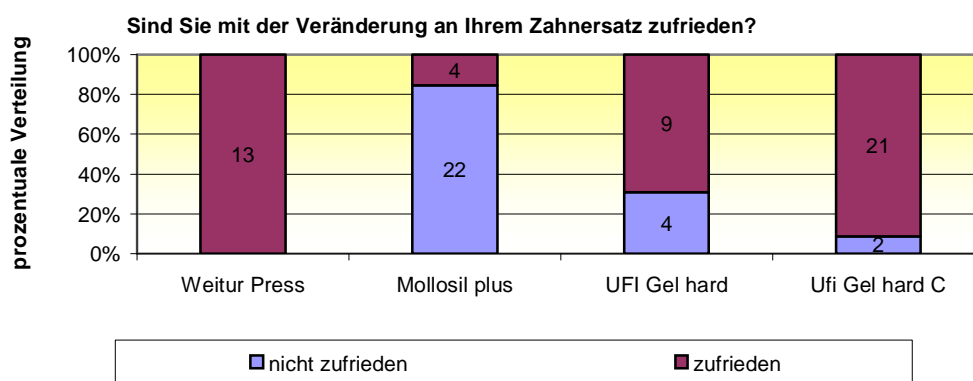


Abb. 37: Patientenzufriedenheit unmittelbar nach der Unterfütterung

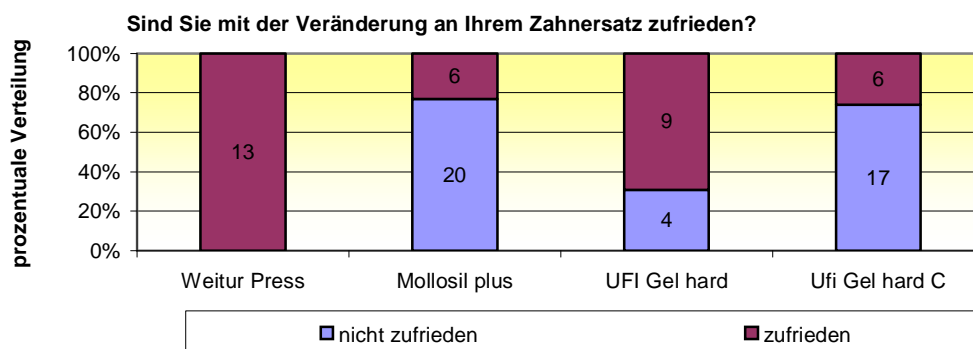


Abb. 38: Patientenzufriedenheit zur ersten Kontrolle

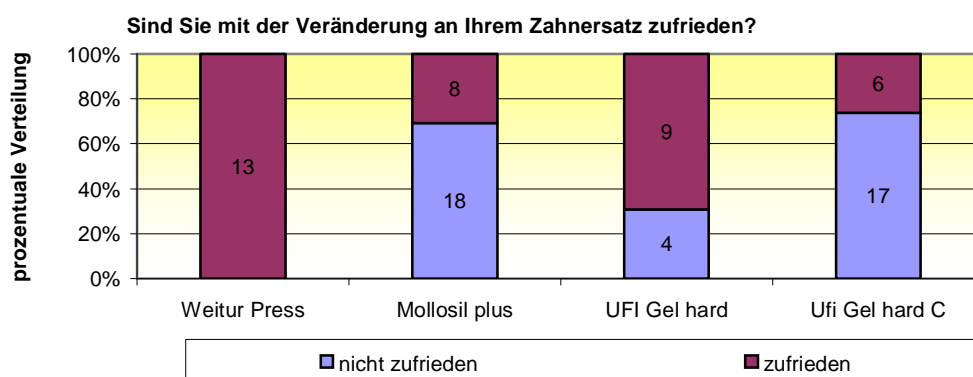


Abb. 39: Patientenzufriedenheit zur zweiten Kontrolle

Die Abbildungen 37 bis 39 stellen die durch den Patienten geäußerte Zufriedenheit oder Unzufriedenheit mit der Unterfütterung dar. Nach der Unterfütterung mit WEITUR PRESS® äußerten sich 100 % der Patienten zur ersten und zweiten Kontrolle zufrieden mit ihrem Zahnersatz. Bei MOLLOSIL PLUS® gaben zur ersten Kontrolle 76 % der Patienten an, mit der Unterfütterung unzufrieden zu sein. Als Gründe wurden meistens Irritationen durch Ablöseerscheinungen des Materials oder die Erschwerung der Hygienisierung angegeben.

Bei UFI GEL HARD C® waren unmittelbar nach der Unterfütterung 91% der Patienten zufrieden. Dies änderte sich zur ersten Kontrolle in 73 % Unzufriedenheit, bedingt durch die massiven Zahnsteinanlagerungen. Auch zur zweiten Kontrolle gaben lediglich 26% der Patienten an (noch) mit der Unterfütterung zufrieden zu sein.

Festgestellte Materialveränderungen

In Abbildung 40 und 41 wird die Patientenmeinung zu Materialveränderungen dargestellt. Bei WEITUR PRESS®, der Kontrollgruppe stellte kein Patient eine Veränderung am Material fest. Bei MOLLOSIL PLUS® waren 50 % der Patienten nach 4 Wochen mit dem Material unzufrieden. Sie beschrieben eine Verschlechterung des Materials durch Kalzifizierung, Ablösung und Ausbleichen. Bei UFI GEL HARD® stellten zur ersten Kontrolle nur 15 % eine Verschlechterung fest, zur zweiten Kontrolle jedoch 77% der Patienten. Zur ersten Kontrolle stellten 52 % der Patienten an UFI GEL HARD C® eine Verschlechterung fest. Zur zweiten Kontrolle meinten 3 Patienten dieser Gruppe wieder eine Verbesserung bei diesem Material zu erkennen.

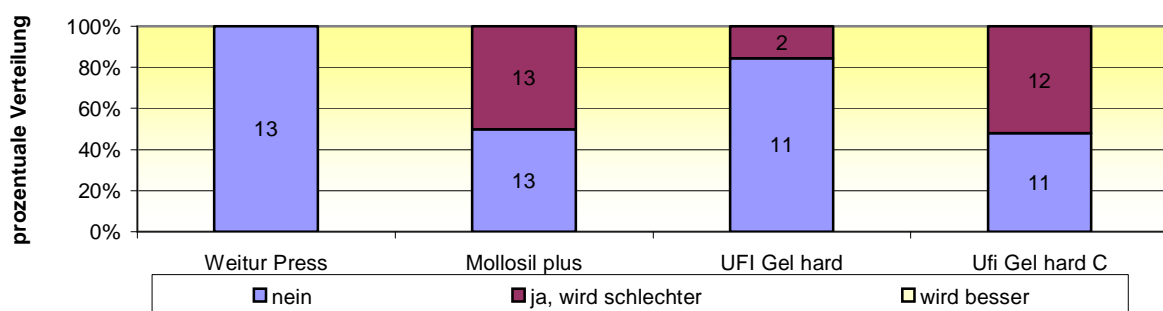


Abb. 40: Aus Patientensicht festgestellte Materialveränderungen zur ersten Kontrolle

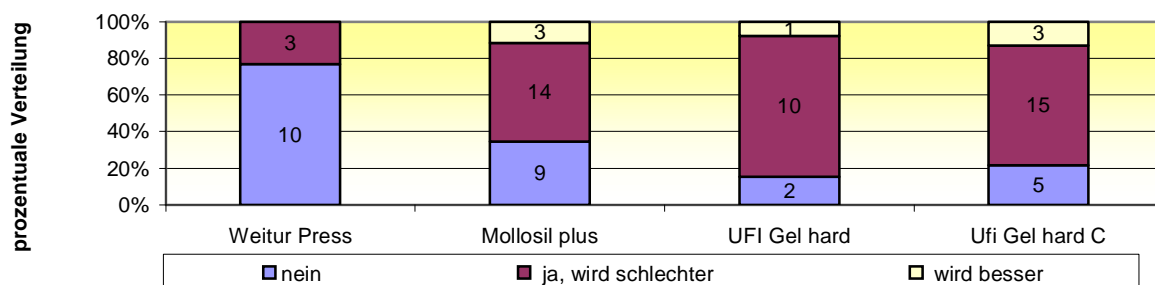


Abb. 41: Aus Patientensicht festgestellte Materialveränderungen zur zweiten Kontrolle

7.8.1. Fallbeispiele MOLLOSIL PLUS

Im folgenden sollen anhand von einigen Patientenbeispielen das Indikationsspektrum, typische Probleme und Erfahrungen mit MOLLOSIL PLUS® dargestellt werden.

Die Beispiele stehen **exemplarische** für technische und materialbedingte Erfahrungen, die bei der Anwendung der Materialien bei direkter Unterfütterung gemacht wurden. Auf die Konsequenzen für die klinische Anwendung wird in Kapitel 9.2 eingegangen.

7.8.1.1. Fallbeispiel 1

Anhand von Fallbeispiel 1 werden die Probleme bei der **totalen** direkten Unterfütterung aufgezeigt. Bei einer 79 jährige Patientin wurden vor einer Neuanfertigung von totalem Zahnersatz mehrere Zähne operativ entfernt. Dadurch kam es nach der Eingliederung zu diversen Druckstellen. Die Unterkieferprothese wurde daraufhin mit MOLLOSIL PLUS® direkt unterfüttert.

Im Heim (chairside) wurde die Prothese unterfüttert, ausgearbeitet, mit dem Handstück poliert und wieder eingesetzt. Nach einmonatiger Tragezeit waren an einigen Stellen im Übergangsbereich von Basismaterial zu Unterfütterungswerkstoff *Ablösungserscheinungen* festzustellen. Ein Verfärbung trat nicht auf. Die Patientin war mit der Unterfütterung zufrieden und empfand die weiche Basis als Erleichterung. Ein Kontrolle nach 12 Monaten ergab ebenfalls eine voll funktionsfähige Prothesenunterfütterung. Es kam zu keinen weiteren Ablösungserscheinungen.

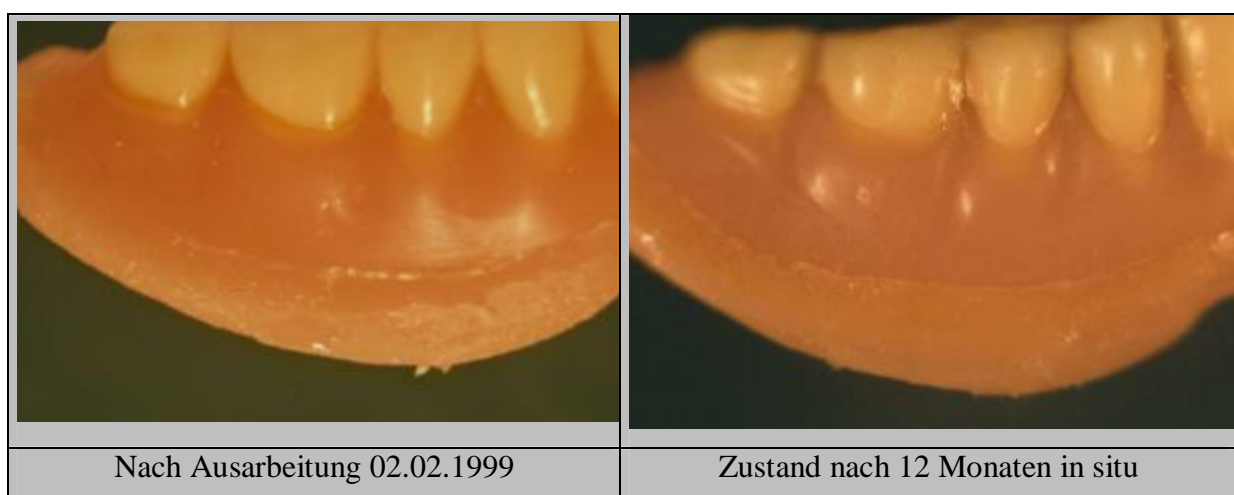


Abb. 42: Fallbeispiel 1

7.8.1.2. Fallbeispiel 2

Fallbeispiel 2 steht exemplarisch für die klinisch sehr gut durchzuführende Abpolsterung einer umschriebenen Problemzone für eine begrenzte Tragedauer von ca. 4 Monaten.

Bei einer 75-jährigen Patientin wurde 07/98 nach Extraktion der protrudierten Zähne 21, 22 und 23. Erwartungsgemäß veränderte sich der Kiefer nach Abheilung der Wunden und atrophierte. Eine partielle Unterfütterung im Frontzahnbereich machte sich 12/98 notwendig. Als Unterfütterungsmaterial wurde MOLLOSIL PLUS® gewählt. Die Patientin nimmt ASS und Neuroleptika ein. Es bestanden gute mundhygienische Verhältnisse und eine EICHNER-Klasse 3b. Die Unterfütterung wurde getragen vom 01.12.1998 bis 23.03.1999. In dieser Zeit wurden keine Plaqueanlagerungen und Verfärbungen an dem Material festgestellt. Die Patientin war zufrieden mit dem Halt. Der Verbund von MOLLOSIL PLUS® mit der Prothesenbasis war ebenfalls zufriedenstellend. Ein leichtes „Ausfransen“ des Überganges war nach ½ jähriger Tragezeit zu beobachten. Am 24.03.1999 wurde die Prothese mit herkömmlichen PMMA Material unterfüttert.

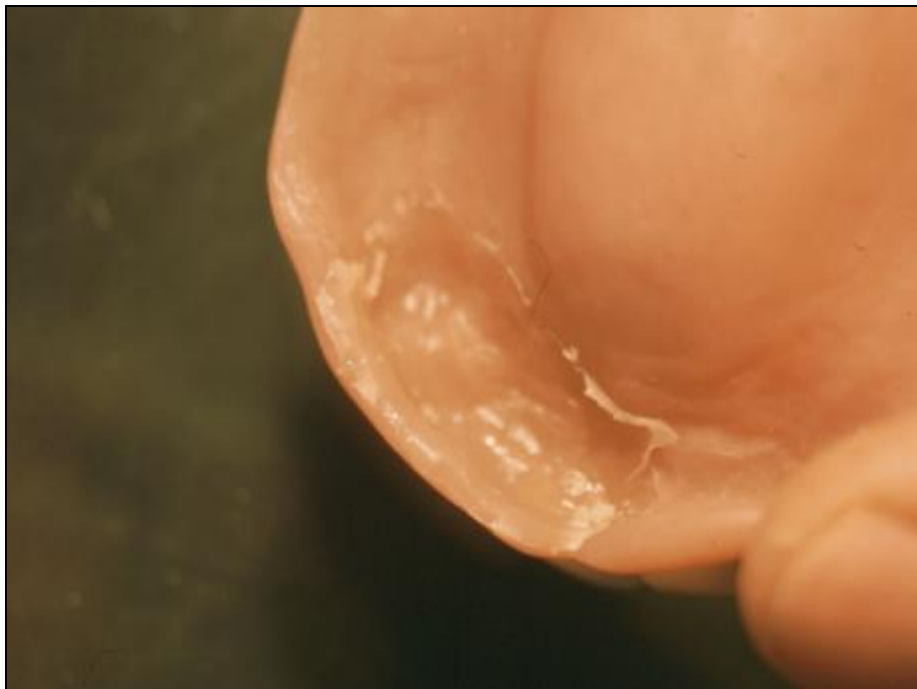


Abb. 43: partiell unterfütterter Bereich Fallbeispiel 2

7.8.1.3. Fallbeispiel 3

Bei einer 93-jährigen Patientin wurde nach rezidivierenden Druckstellen die Unterkieferprothese mit MOLLOSIL PLUS® im direkten Verfahren total unterfüttert. Trotz des Anlegens einer Hohlkehle in Ausdehnung der gesamte Prothesenbasis, um einen

definierten Übergangsbereich zwischen PMMA und Silikon zu erhalten, konnte nicht verhindert werden, dass sich überschüssiges Material, zumeist bereits mit Speichel kontaminiert, über die PMMA- Anteile der Prothese legte.

Dadurch wurde das empfindliche Adhäsivsystem zwischen Basis- und Unterfütterungswerkstoff beeinflusst und es kam zu keinem spaltfreien Verbund der Werkstoffe. Die Balance zwischen der geforderten Materialstärke des Unterfütterungsmaterials und der Prothesenreststärke zu halten, die zur Stabilität der Prothese erforderlich ist, erwies sich als äußerst schwierig.

Eine Ausformung des Funktionsrandes war nicht zufriedenstellend möglich. Bei der direkten *totalen* Unterfütterung ist es ebenso schwierig, ein Absinken der Prothese bei der Abformung zu vermeiden, trotz guter Compliance des Patienten, die vorausgesetzt werden muss. Die Patientin hat mit der Prothese des Gegenkiefers mäßigen Druck ausgeübt, bis ein Stopp der alten Prothesenbasis ein Absinken verhinderte. Diese als hilfreich propagierten Stopps drückten durch das A- Silikon durch und führten erneut zu Druckstellen. Bei der Ausarbeitung der Ränder entstehende Überschüsse wurden mit einem Skalpell entfernt. Durch die fehlende Polierbarkeit des weichen Kunststoffes war es nicht möglich eine der hochglanzpolierten PMMA-Oberfläche vergleichbare Ästhetik und damit verbundene Zufriedenheit für die Patientin zu schaffen. Die Patientin suchte bereits nach drei Tagen die Praxis wieder auf, weil sie mit der Unterfütterung nicht zurecht kam, beschrieb ein leimartiges Gefühl und bestand auf einer Neuanfertigung der Prothese.

7.8.1.4. Fallbeispiel 4

12/99 wurde bei einem 77- jährigen Patienten eine Unterfütterung mit MOLLOSIL PLUS® durchgeführt. Der Patient litt unter einer extremen Xerostomie nach Strahlentherapie. Eine Tumorentfernung im Pharynxbereich war vorangegangen. Die Zähne 34, 35 und 36 mussten operativ entfernt werden. Es lag eine Tendenz zu schlechter Wundheilung vor. Eine zuvor angefertigte Immediatprothese wurde unmittelbar nach der Zahnentfernung in der betroffenen Region mit MOLLOSIL PLUS® unterfüttert und zur Wundabdeckungsplatte umgearbeitet. Überschüsse des Silikons wurden mit einem Skalpell entfernt, die Übergänge an der Unterfütterung mit Schleifkappen 80 sowie „Lisko grob“ und „Lisko fein“ nachbearbeitet, überstehende Bereiche wurden mit dem Skalpell bearbeitet. Nach Eingliederung der Prothese verlief die Wundheilung normal. Es bestand eine gute Mundhygiene. Zu den Kontrollterminen wurde der Ersatz mit Mira 2 tone angefärbt, um den

DHI aufzunehmen. Dabei fiel auf, dass die Bereiche des Silikons, die gegen die speichelfeuchte Schleimhaut abgeformt wurden und nicht nachbearbeitet waren, frei von Belägen waren. Es lagen weniger Beläge vor, als auf der restlichen Prothese (Bild 44 links) aus älterem Kunststoff.

An den Stellen des Silikons, die nachträglich mit rotierenden Instrumenten bearbeitet worden waren, entstand eine „unruhige“ Oberfläche mit wellenförmigen Rissen. Des weiteren wurden oberflächliche Poren eröffnet. In diesen Rissen und Poren setzten sich Beläge ab, die nicht abwischbar waren (Bild 44 rechts)

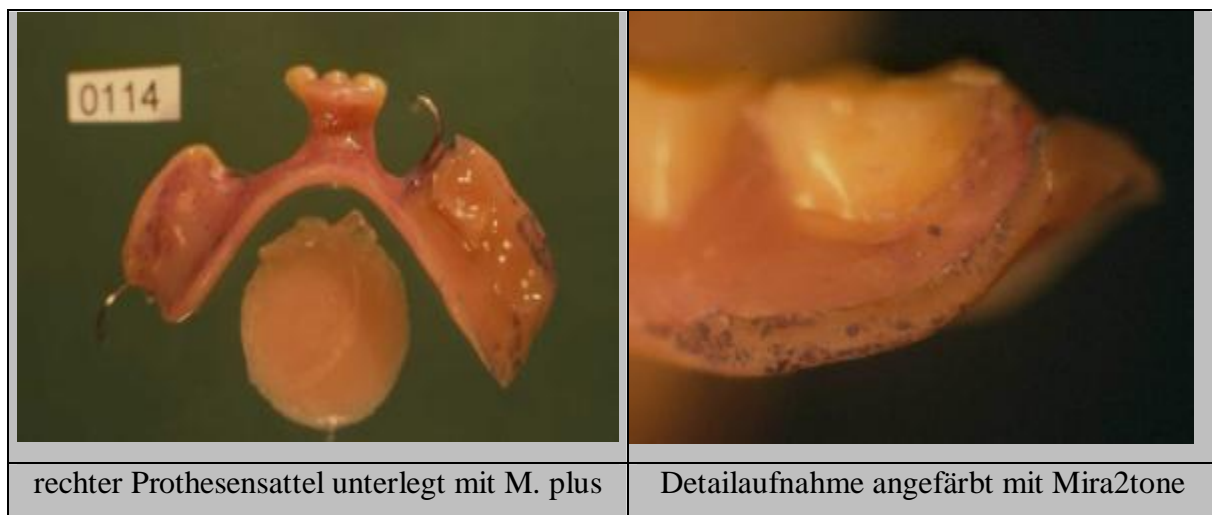


Abb. 44: Fallbeispiel 4

Die Bereiche, die lediglich mit dem Skalpell geschnitten waren, zeigten keine Beläge.

Die lingualen Bereiche des Unterfütterungsmaterials konnten über die Grenze der Konditionierung abgerollt werden, obwohl stets über die angebrachte Hohlkehle hinaus konditioniert wurde. So ist zu vermuten, dass es durch die feuchte Atemluft, beziehungsweise den Speichel zu einem Versagen des Verbundsystems im Grenzbereich der Unterfütterung kam. Diese Übergangsbereiche zeigten eine erhöhte Plaqueadhärenz. Nach 3 Monaten wurde die Prothese ausgegliedert und durch einen kombinierten Zahnersatz ersetzt. Da es sich um einen Immediatersatz handelte, wurde die schlechte Hygienisierbarkeit der Prothese vom Patienten toleriert.

7.8.1.5. Fallbeispiel 5

Dieser Fall zeigt die Verwendung von MOLLOSIL PLUS® zur Abdeckung von frischen Wunden. Bei diesem Fall wurde nach einer Reihenextraktion der Zähne 45, 43, 42, 32 und 33 eine Immediatprothese angefertigt und direkt nach der Extraktion *total* mit MOLLOSIL PLUS® unterfüttert. Somit konnten auch die Bereiche der Extraktionswunden sauber und schnell abgedeckt werden. Die Wundheilung erfolgte komplikationslos. Die Patientin adaptierte auf die weiche Unterfütterung hin den neuen Zahnersatz schnell. Zu den Kontrollterminen zeigte sich der Unterfütterungskunststoff frei von abwischbaren Belägen. Lediglich im Bereich der Ausgänge der Glandula Sublingualis waren Anlagerungen von Zahnstein zu sehen. Diese konnten durch eine leichte Überpolitur mit einem Silikonpolierer entfernt werden. An den Rändern wurden auch nach einem halben Jahr keine Ablöseerscheinungen des Silikons festgestellt. Nach 6 Monaten konnte auf ein ordentlich abgeheiltes Prothesenlager ein neuer Zahnersatz eingegliedert werden.



Abb. 45: Fallbeispiel 5

7.8.1.6. Fallbeispiel 6

Bei Fallbeispiel 6 handelte es sich um einen Patienten mit einer stark ausgeprägten Parodontitis marginalis profunda. Die nicht erhaltungswürdigen Zähne der Ober- und Unterkieferfront wurden extrahiert und ein Immediatersatz aus PMMA mit nichtabgestützten gebogenen Klammern eingegliedert.

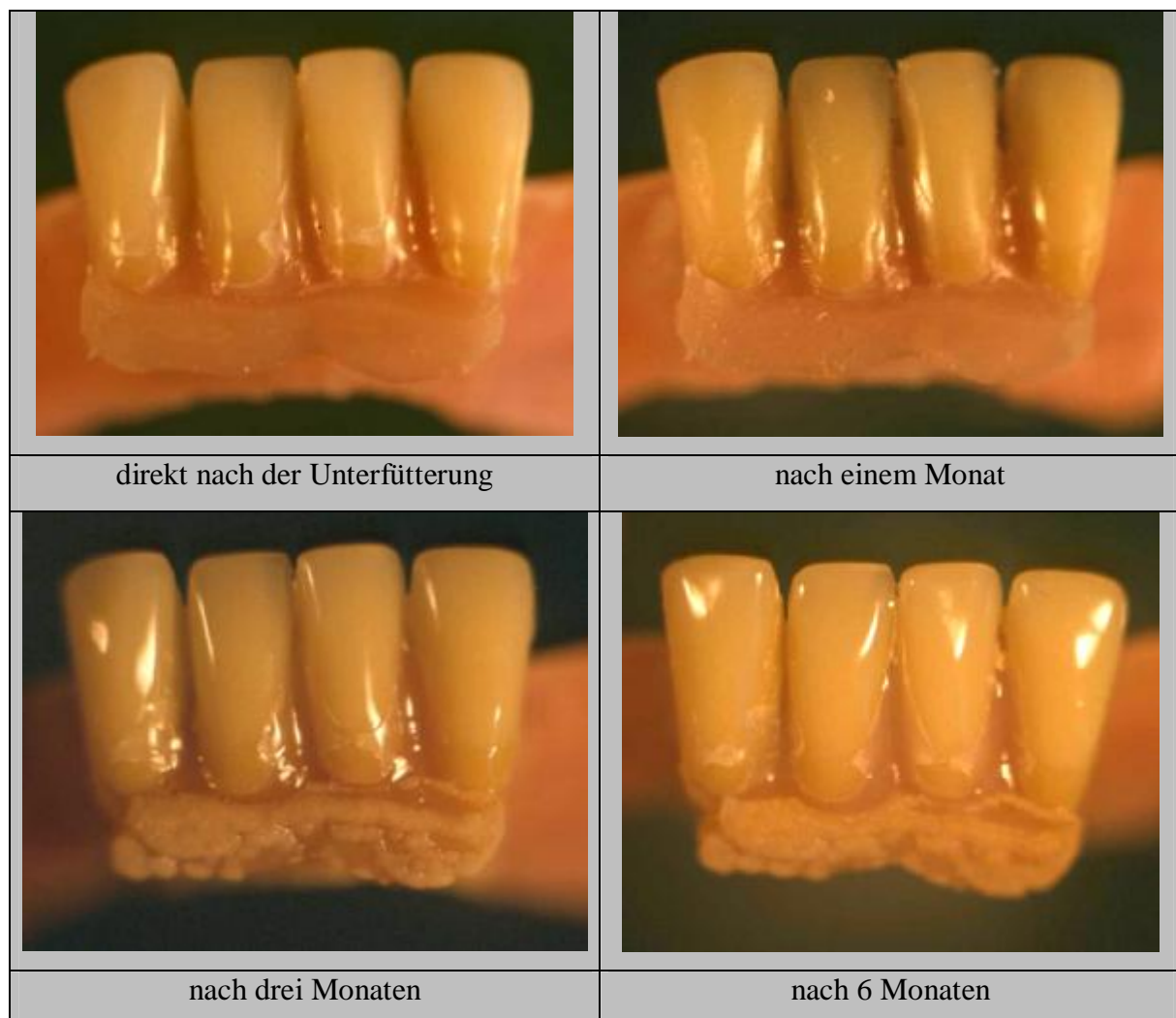


Abb. 46: Entwicklung der Beläge in der UK Front bei Fallbeispiel 6

Bereits die Analyse der Abstriche zum ersten Kontrolltermin zeigte eine hohe Anzahl von Sprosspilzen, die Mundhygiene war nicht zufriedenstellend. Eine Parodontaltherapie wurde begonnen. Der Patient ist starker Raucher. Zur direkten Unterfütterung der Immediatprothese im Frontzahnbereich wurde MOLLOSIL PLUS® verwendet. Nach 1 Monat waren noch keine Beläge ersichtlich. Nach 3 Monaten und nach 6 Monaten war ein massiver Bewuchs von nicht abwischbaren Belägen auf dem Silikonmaterial sichtbar. Ein Entfernen der Beläge war nur mit rotierenden Instrumente möglich („Lisko grob“ und „Lisko fein“). In der Detailaufnahme

von Abbildung 47 ist ersichtlich, dass die Grenze der Besiedlung genau mit der Grenze der Unterfütterung übereinstimmt

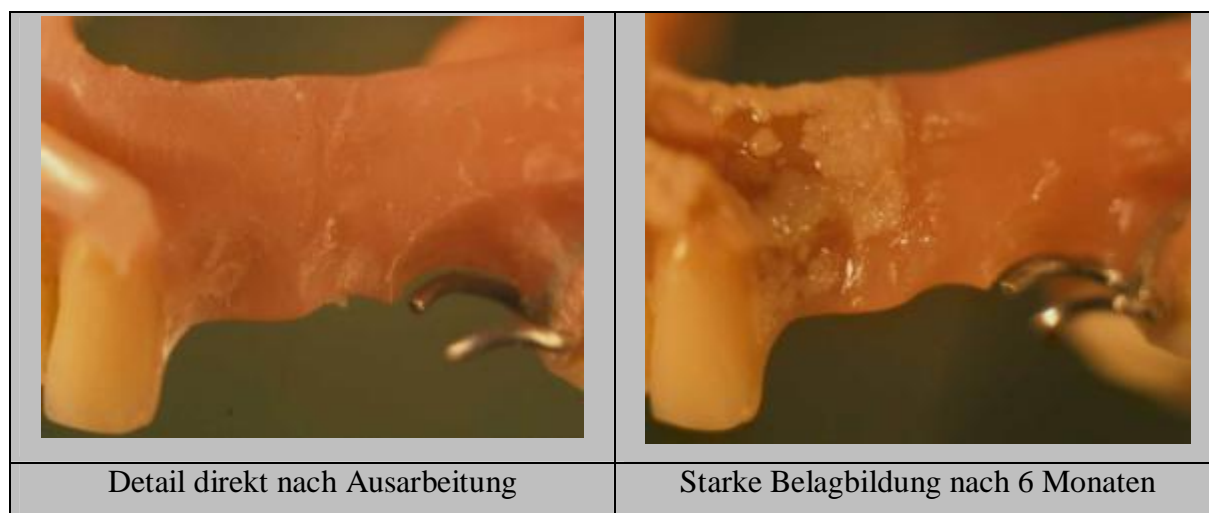


Abb. 47: Fallbeispiel 6



Abb. 48: Fallbeispiel 6: Zunahme einer Candidabesiedlung auf der Oberkiefer- Front

7.8.1.7. Fallbeispiel 7

Ein 56-jähriger Patient klagte über rezidivierende Druckstellen bei Vorliegen einer stark abgesunkenen Modellgussprothese im Unterkiefer. Es bestand mangelhafte Mundhygiene. Da eine Neuanfertigung zunächst abgelehnt wurde, ist die Prothese mit MOLLOSIL PLUS® unterfüttert wurden. Die mikrobiologischen Befunde zeigten einen starken Befall mit *Candida albicans*, *Candida glabrata* und *Candida krusei*. Bereits nach drei Wochen war eine massive Besiedlung des ADS-Materials makroskopisch sichtbar. Ein Entfernen war nur möglich mit der Zerstörung des Unterfütterungsmaterials. Die Unterfütterung wurde daraufhin wiederholt. Der Patient wurde angewiesen, die Prothese jeden Morgen und Abend mit dem dafür vorgesehenen GOOD MORNING SPRAY® der Firma DETAX zu besprühen, einem Chlorhexidinpräparat, dass seit 05/2000 jeder Packung MOLLOSIL PLUS® zur häuslichen Hygiene beiliegt. Nach drei Wochen zeigten sich trotz der Anwendung des Sprays wieder massive Beläge auf dem Unterfütterungsmaterial. Aus hygienischen Gründen stimmte der Patient einer Neuanfertigung des Zahnersatzes aus harten Kunststoff zu.

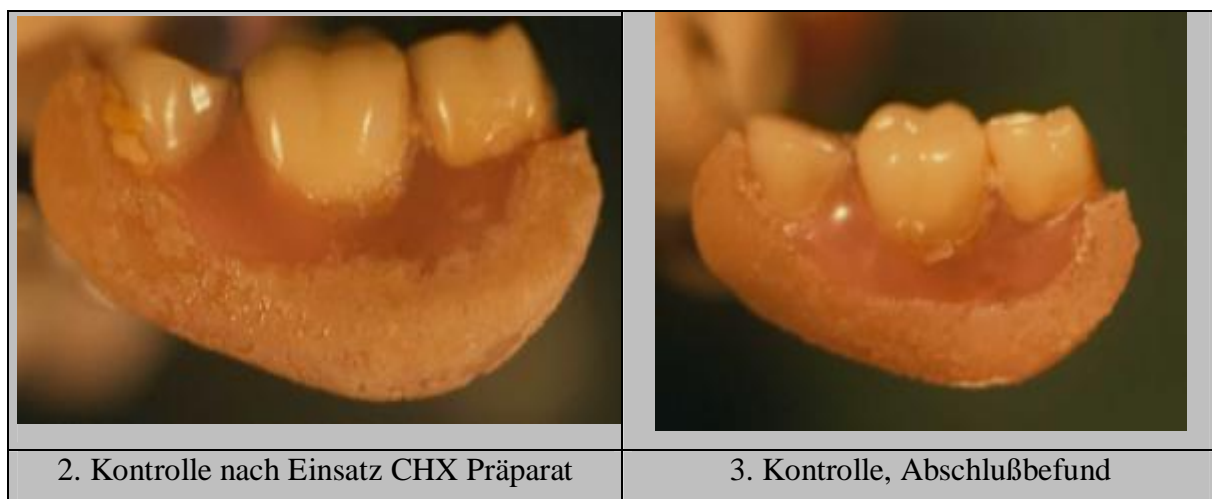
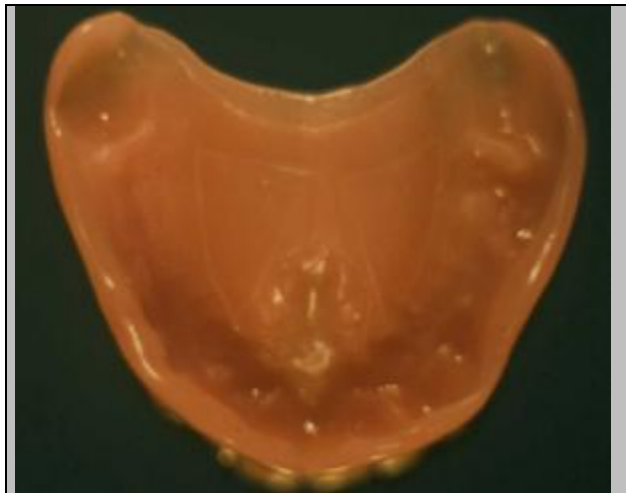


Abb. 49: starke Besiedlung des ADS Materials bei Fallbeispiel 7

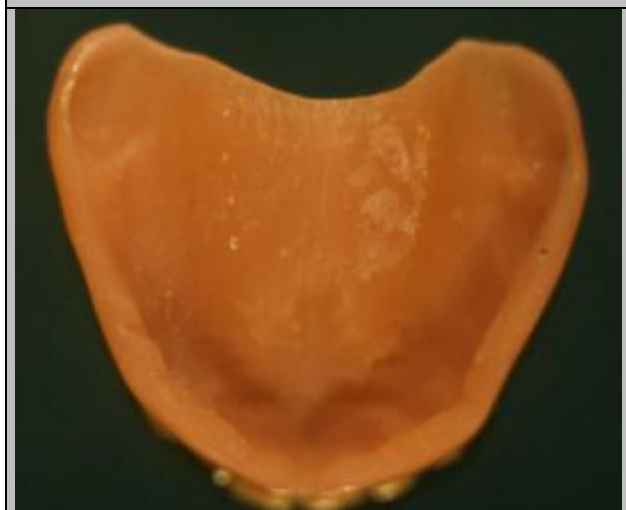
7.8.2. Fallbeispiele UFI GEL HARD

7.8.2.1. Fallbeispiel 1

Bei einer 70 jährigen Patientin wurde 11/98 nach umfangreichen Extraktionen eine totale Prothese eingesetzt. Nach einem halben Jahr machte sich erwartungsgemäß eine Unterfütterung zur Anpassung an die veränderte Kiefersituation notwendig. Dazu wurde UFI GEL HARD® in direkter Applikation (chairside) gewählt. Wie aus Abbildung 50/1 ersichtlich, konnte dabei die bestehende, indirekt im Labormodus eingearbeitete Hohllegung und Radierung nicht wieder repliziert werden. Da nicht auf einem sorgfältig isolierten Modell, sondern direkt unterfüttert wurde, entstand eine sehr genaue Detailwiedergabe des Schleimhautprofils. Nach Applikation und Aushärtung wurde die Prothese bis an die Funktionsränder poliert und eingesetzt. Die Haftung konnte zufriedenstellend wieder hergestellt werden. Zu den Nachuntersuchungen wurden keine Porositäten sichtbar, ebenso wenig Verfärbungen und Randabsprengungen. Auch 05/02 äußerte sich die Patientin noch sehr zufrieden über die Unterfütterung, die dann aber im indirekten Verfahren erneuert wurde.



Ausgangssituation 27.05.1999



27.05.1999 nach Abformung und Ausarbeitung



05.12.2002 Kontrolle nach 2 Jahren

Abb. 50: Fallbeispiel 1

7.8.2.2. Fallbeispiel 2

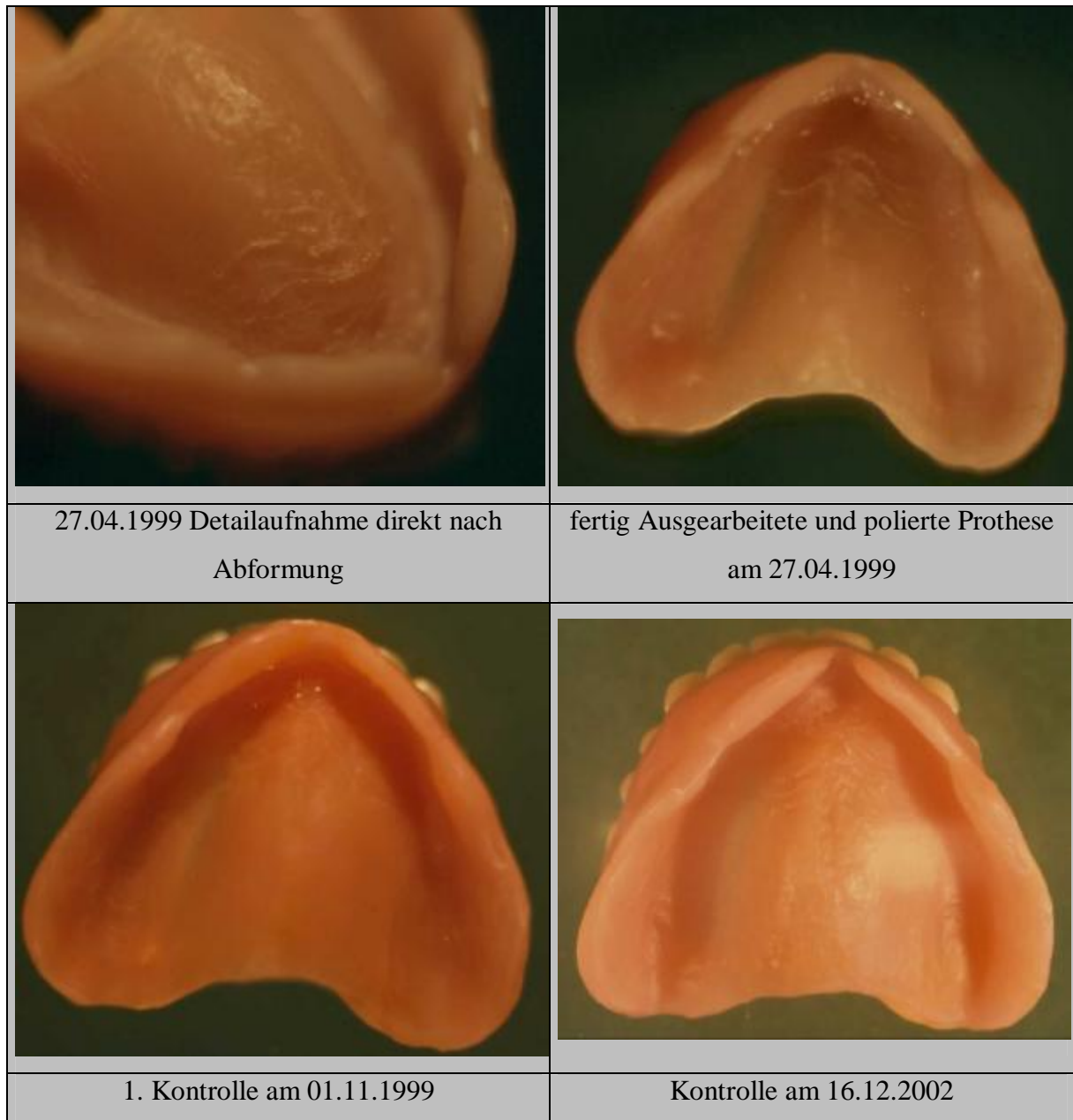


Abb. 51: Fallbeispiel 2

Bei einer 53-jährigen Patientin mit einer EICHNER-Klasse 3c wurde die obere totale Prothese mit UFI GEL HARD® in 04/1999 aufgrund schlechter Haftung unterfüttert. Die Abformung zeigte eine hohe Detailwiedergabe. Die Ausarbeitung und Politur erfolgte bis an die Grenze des Funktionsrandes, der mit dem Unterfütterungsmaterial erneuert wurde. Die Oberfläche war homogen, blasenfrei, trotz Handanmischung. Eine Hohllegung zur Retentionsverbesserung konnte aufgrund der Abformtechnik nicht eingearbeitet werden. Zwei

Tage nach der Abformung musste eine Druckstelle korrigiert werden. Der Sitz der Prothese konnte entscheidend verbessert werden. Zu den Kontrollen 6 Monate wies die Prothese keine Beläge auf. Die Oberfläche erschien glatt und homogen. Brüche, Craquelierungen und Farbveränderungen konnten nicht festgestellt werden. Zur letzten Untersuchung 12/2002 äußerte sich die Patientin nach wie vor positiv über die Arbeit.

7.8.2.3. Fallbeispiel 3

Bei einer 80-jährigen Patientin wurde eine subtotale Prothese im OK unterfüttert. Der Halt konnte wieder hergestellt werden. Die Abformung und Ausarbeitung erfolgte trotz vorhandenen Teleskops auf Zahn 23 problemlos. Die Oberfläche erschien glatt und homogen. Bei der Ausarbeitung des Funktionsrandes kommt es schneller zu Absprengungen am UFI GEL HARD® als an Funktionsrändern aus PMMA. Eine Modellation des Funktionsrandes ist bei der direkten Unterfütterung nur bedingt möglich. Der fehlende Schritt der separaten Randabformung und die fehlende Wahl zwischen dünn oder mittelfließenden Abformmaterialien lässt nur einen dünnen, schnell brechenden Funktionsrand entstehen.

Der Zustand der Prothese bei den Nachkontrollen war stets zufriedenstellend. Auch die Patientin äußerte sich im Fragebogen zufrieden über die direkte Unterfütterung. 04/02 wurde auf Grund eines Sprunges und nachlassenden Haltes der Prothese herkömmlich mit PMMA unterfüttert. Dazu wurde das Diacrylat belassen, und die Fehlstellen wurden mit PMMA im indirekten Verfahren aufgefüllt. Eine Verbindung zwischen UFI GEL HARD® und PMMA erfolgte problemlos.



Abb. 52: Fallbeispiel 3

7.8.2.4. Fallbeispiel 4





	
Überschuss im Bereich des Ventilrandes	Überschuss im Bereich der Umschlagfalte
	
fertig ausgearbeitete und polierte Prothese	11.08.1999

Abb. 53: Fallbeispiel 4

Eine 80 jährige Patientin klagte über schlecht sitzenden Zahnersatz. Daraufhin wurde die Oberkieferprothese total unterfüttert. Zunächst wurde ein besserer Halt und eine entzündungsfreie Schleimhaut erreicht. Problematisch gestaltete sich die Wahl der Menge des Materiales. Ein Überstopfen bei der indirekten Methode kann durch den Techniker leicht korrigiert werden. Bei der direkten Methode kann eine Applikation von zu viel Material im Oberkiefer zum Brechreiz führen. Der Patient versucht dann mit unkoordinierten Zungenbewegungen das Material zu verdrängen, was zu ungenügenden Funktionsbewegungen führt. Ein Anlagern auf den oralen Seiten der Prothese ist die Folge davon. Dies wiederum erfordert zeitaufwendiges Ausarbeiten und Polieren der nicht zu unterfütternden Seite der Prothese (siehe Bild 53/1 - 3). Aufgrund der Handanmischung und Polymerisation unter atmosphärischen Bedingungen kam es zu feinen Poren im Material. Da die Patientin ihre Prothesen mit alkoholhaltigen Mundspüllösungen (Odol) behandelt, zeigten

sich bei den folgenden Untersuchungen Verfärbungen, die auch in diese leicht porösen Flächen eindringen. Bei dem Versuch die Verfärbungen mit einem Silikonpolierer zu entfernen, kam es jedoch nur zu einem Verschmieren der Oberfläche. Das Fehlen von Radierungen machte sich durch einen ungenügenden Halt der Prothese bemerkbar. Bereits 9 Monate später (12/99) wurde aufgrund der ungenügenden Oberflächenqualität und der unphysiologischen Gestaltung der Prothesenoberfläche die Neuanfertigung des Zahnersatzes notwendig. Eine zur selben Zeit im Unterkiefer getragene Unterfütterung mit MOLLOSIL PLUS® zeigte nicht die genannten Verfärbungen auf dem Unterfütterungsmaterial.

7.8.2.5. Fallbeispiel 5

Nach Erweiterung um Zahn 33 und 43 wurde 08/1999 eine Unterkiefermodellgussprothese mit UFI GEL HARD® unterfüttert. Die Verarbeitung gestaltete sich problemlos. Der Anstieg der Temperatur und „fruchtige“ Geschmack des Kunststoffes wurden nicht als störend empfunden. Eine vorherige Aufklärung der Patienten darüber ist dennoch grundsätzlich anzuraten. Bei der Patientin konnte die Prothese schnell, bis zu einer Neuversorgung, zur Zufriedenheit an das vorhandene Prothesenlager angepasst werden. 02/2000 wurde die Versorgung durch eine Neuanfertigung ersetzt. Die Unterfütterung wies keine Verfärbungen, keine Sprünge und keine Beläge auf. Eine Konditionierung der Metallanteile erfolgte nicht, dadurch kam es zu einer leichten Spaltbildung zwischen den Gussteilen und dem Unterfütterungsmaterial. Dies wurde aufgrund des temporären Zustandes toleriert.

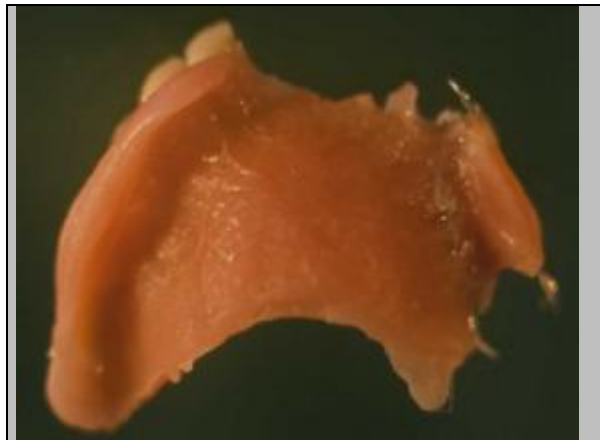


Abb. 54: Fallbeispiel 5

7.8.3. Fallbeispiele UFI GEL HARD C

7.8.3.1. Fallbeispiel 1

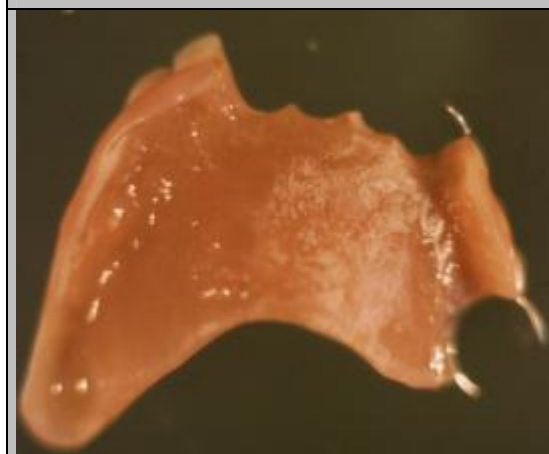
Bei einer 63-jährigen Patientin wurde eine bestehende Interimsprothese des Oberkiefers mit UFI GEL HARD C[®] unterfüttert. Die Patientin wies gute hygienische Mundverhältnisse und eine symptomlose Schleimhaut auf. Die Konditionierung und Applikation aus der Mischpistole erfolgte problemlos, ebenso die konturgebende Ausarbeitung. Auffallend war eine schmierige Oberfläche durch Sauerstoffinhibition, wie sie bei UFI GEL HARD[®] nicht auftrat. Eine herkömmliche Politur auf der Polierstrecke war nicht möglich. Durch die schmierige Oberfläche wurden massive, nicht abwischbare Beläge und Zahnsteinanlagerungen zur ersten Kontrolle festgestellt und erstmals eine Prothesenstomatitis. Sie imponierte als eine, auf definierten Raum begrenzte, starke Rötung. Die Schleimhaut des Gegenkiefers zeigte zur gleichen Zeit keine Anzeichen einer Prothesenstomatitis, obwohl zeitnah eine kombinierte Modellgussprothese eingegliedert wurde. Die Patientin bemängelte die eingeschränkte Hygienisierung der Prothese. Eine Reinigung nach dem empfohlenen Muster mit Wasser und Bürste scheiterte.



A unausgearbeitete Prothese 22.03.00



B fertig ausgearbeitete Prothese 22.03.00



C weißliche Veränderungen und Einlagerungen nach 2 ½ Jahren 18.11.02

Abb. 55: Fallbeispiel 1

7.8.3.2. Fallbeispiel 2

Nach mehrmaligen Bruch einer Oberkieferprothese mit ungenügend ausgedehntem Funktionsrand bei einem 77-jährigen Patient, wurde diese am 09.03.03 mit UFI GEL HARD C[®] unterlegt. Die Applikation und Ausarbeitung gestaltete sich einfach. Aufgrund der Darreichung in einer Dosierpistole kann es zu keinen Anmischfehlern kommen. Das Material erscheint in sich homogen. Bereits zur Eingliederung zeigte sich aber eine schmierige Oberfläche, die aufgrund der Prothesengeometrie durch Abwischen oder Politur nicht zu beseitigen war. Bereits einen Monat später zeigten sich massive Beläge auf dem unterfütterten Bereich mit teilweisen Zahnsteinablagerungen. Die Ausbildung einer vorher nicht bestandenen Stomatitis prothetica wurde beobachtet und dokumentiert. Am 02.05.00 kam es zu einem erneuten Bruch der Prothese. Aufgrund der schlechten Oberflächenqualitäten und der weiterhin unzureichenden Stabilisierung der Prothese wurde eine Neuanfertigung des Zahnersatzes notwendig. Die Erwartungen in das Unterfütterungsmaterial wurden nicht erfüllt.



Ausgangssituation 09.03.00



07.04.2000



Prothese im trockenen Zustand 07.04.00

Abb. 56: Fallbeispiel 2

7.8.3.3. Fallbeispiel 3

Bei einer 63-jährigen Patientin mit mangelhaften mundhygienischen Verhältnissen und dem Vorliegen einer akuten Parodontitis, wurde nach der PA-Behandlung und der Entfernung der nicht mehr erhaltungswürdigen Zähne am 09.04.2000 ein Interimsersatz im Ober- und Unterkiefer eingesetzt. Einen Monat danach wurde zur Anpassung im Unterkiefer und Oberkiefer mit UFI GEL HARD C[®] unterfüttert. Primär konnte ein besserer Sitz der Prothesen erreicht werden. Jedoch kam es durch die zunehmend harten Beläge und Zahnsteinanlagerungen zu einer ausgeprägten Prothesenstomatitis. Die massive Belagbildung erschwerte eine Bestimmung der Farbveränderung mit der Nullprobe. Nach einer Erweiterung der Prothese um Zahn 15 wurde die Unterfütterung im Oberkiefer noch einmal erneuert. Nachdem es am 02.05.2002 zum Bruch der Oberkieferprothese kam, wurde eine Kombinations- Modellgussprothese im Oberkiefer und eine teleskopverankerte Modellgussprothese im Unterkiefer eingegliedert. Nach Eingliederung des neuen Ersatzes kam es zu einer relativ schnellen Ausheilung der Prothesenstomatitis.

Natürlich ist die Bruchgefährdung und die Entstehung einer Prothesenstomatitis ein multifaktorielles Geschehen und auch konstruktionsbedingt, besonders bei einer Prothese mit zwangsläufig parodontal ungünstiger Gestaltung. Eine sofortige Versorgung mit einer Modellgussprothese war jedoch aufgrund der Extraktionswunden nicht indiziert. Die in UFI GEL HARD C[®] gesetzten Erwartungen hinsichtlich der Formung des Prothesenlagers mit symptomlosen Schleimhautverhältnissen und Stabilisierung des vorhandenen Zahnersatzes wurden bei dieser Unterfütterung jedoch nicht erfüllt.

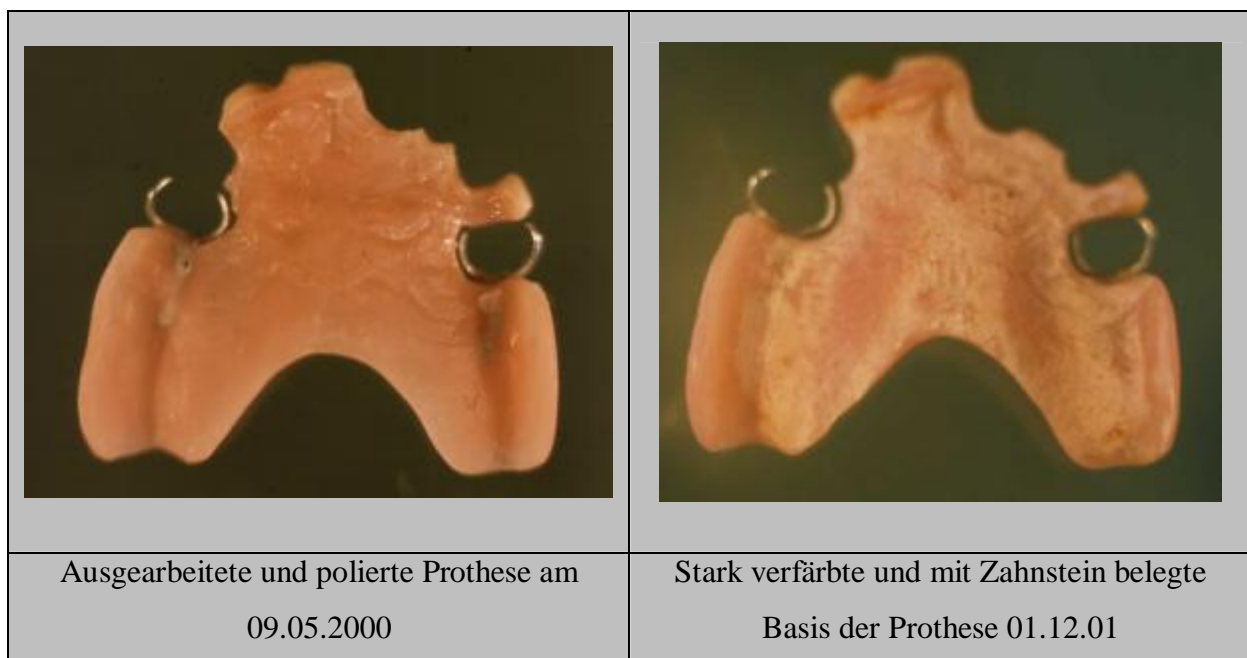


Abb. 57: Oberkieferunterfütterung Fallbeispiel 3

7.8.3.4. Fallbeispiel 4

Bei Fallbeispiel 4 handelt es sich um einen 60-jährigen Mann mit einer EICHNER-Klasse C3 und starkem Diabetes mellitus. Es bestanden mangelhafte Mundhygieneverhältnisse. Im Oberkiefer wurde die Prothese mit UFI GEL HARD C[®] nach der Erweiterung um Zahn 27 total unterfüttert. Bereits nach 4 Wochen war der gesamte Bereich der Unterfütterung mit Zahnstein und nicht abwischbaren harten Belägen überzogen, am Rand kam es zu Aussprengungen des Unterfütterungsmaterials. In Bereichen, die bei der Unterfütterung nicht mit dem Diacrylat bedeckt wurden, zeigte sich weniger Anlagerungen von Zahnstein. Nach 6 Monaten hatte sich der Befund weiter verschlechtert. Aufgrund des starken Absinkens der Prothese und der ungenügenden Oberflächenstrukturen wurde eine neue Prothese aus PMMA hergestellt. Eine Besserung der Mundhygiene konnte trotz Motivation nicht verzeichnet werden. Der neue Zahnersatz zeigte nach 4 Wochen und 6 Monaten lediglich weiche abwischbare Beläge und mäßige Zahnsteinanlagerungen gegenüber den Ausgängen der Glandula parotidea. Die während der Unterfütterung bestehende Prothesenstomatitis war nicht mehr zu diagnostizieren. In Abbildung 58 ist auf der linken Seite die neuangefertigte Prothese zu sehen, auf der rechten Seite die mit UFI GEL HARD C[®] unterfütterte Prothese. Beide Prothesen waren zum Zeitpunkt des Fotos ca. 6 Monate getragen. Vor dem Fotografieren wurden die Arbeiten lediglich mit Wasser abgespült und getrocknet. Die Unregelmäßigkeiten in der Struktur von UFI GEL HARD C[®] sind bereits rein makroskopisch sichtbar.

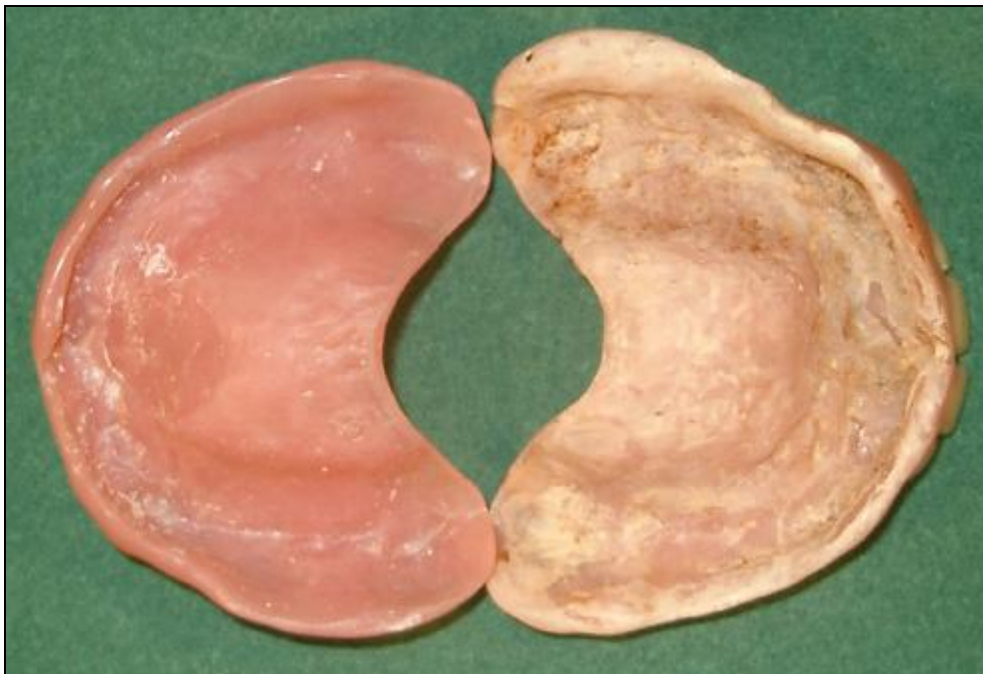


Abb. 58: Prothese links mit PMMA, rechts mit UFI GEL HARD C unterfüttert, beide Prothesen wurden vom selben Patienten 6 Monate nacheinander getragen

Wie in Abbildung 59 dargestellt, führte der Versuch, wie vom Hersteller empfohlen, die Sauerstoffinhibitionsschicht von UFI GEL HARD C[®] mit dem alkoholgetränkten Lappen zu entfernen, zu einer bereits makroskopisch sichtbaren, stark weißlichen Verfärbung der gesamten Oberfläche!



Abb. 59: Weißliche Verfärbung der Inhibitionsschicht bei UFI GEL HARD C[®] nach Behandlung mit einem mit 70% Ethanol getränkten Lappen.



Abb. 60: „Maulbeerartige Struktur“ von UFI GEL HARD C[®] direkt nach Abformung der Wangenschleimhaut, die Entfernung der Überschüsse erfordert zeitintensives Nachbearbeiten der Unterfütterung

8. Ergebnisse der experimentellen Untersuchungen

8.1. Oberflächenrauigkeiten bei den harten Unterfütterungskunststoffen

Erwartungsgemäß liegen die Mittenrauwerte nach der *Bearbeitung* der harten Kunststoffe in einem Bereich unter 1 μm und erzielen damit im experimentellen Versuch akzeptable Ergebnisse. Im Vergleich zum PMMA WEITUR PRESS[®] (R_a 0,11 μm – 0,13 μm bei gleicher Bearbeitung) entsteht aber bei den DMA-Kunststoffen eine höhere Rauigkeit. Für UFI GEL HARD[®] liegt der R_a Wert bei 0,28 μm und für UFI GEL HARD C[®] bei 0,53 μm . Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen UFI GEL HARD C[®] und UFI GEL HARD[®], jedoch ist der Unterschied zum PMMA bei gleicher Bearbeitung signifikant ($p < 0,00$) (Levene Test auf Gleichheit der Fehlervarianzen). Direkt am Übergangsbereich ist bei UFI GEL HARD eine höhere Oberflächenrauigkeit zu verzeichnen als jeweils auf der Fläche des PMMA oder der des DMA. Dies kann bedingt sein durch die unterschiedlichen Härten der Werkstoffe.

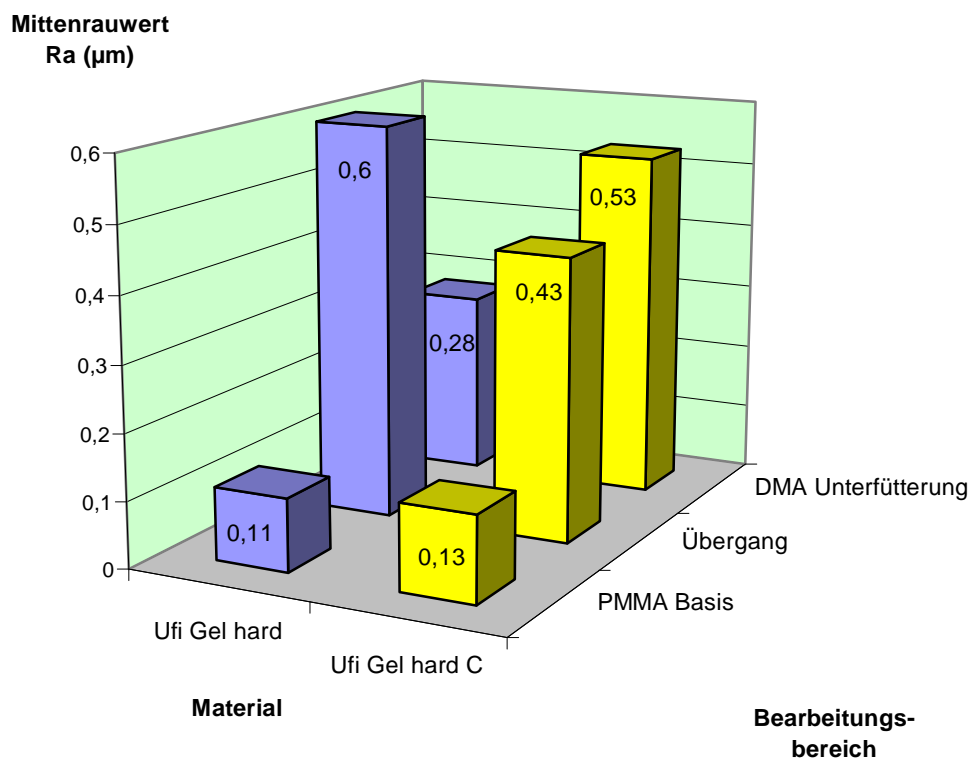


Abb. 61: R_a (Mittelwerte) von UFI GEL HARD[®] und UFI GEL HARD C[®] auf PMMA

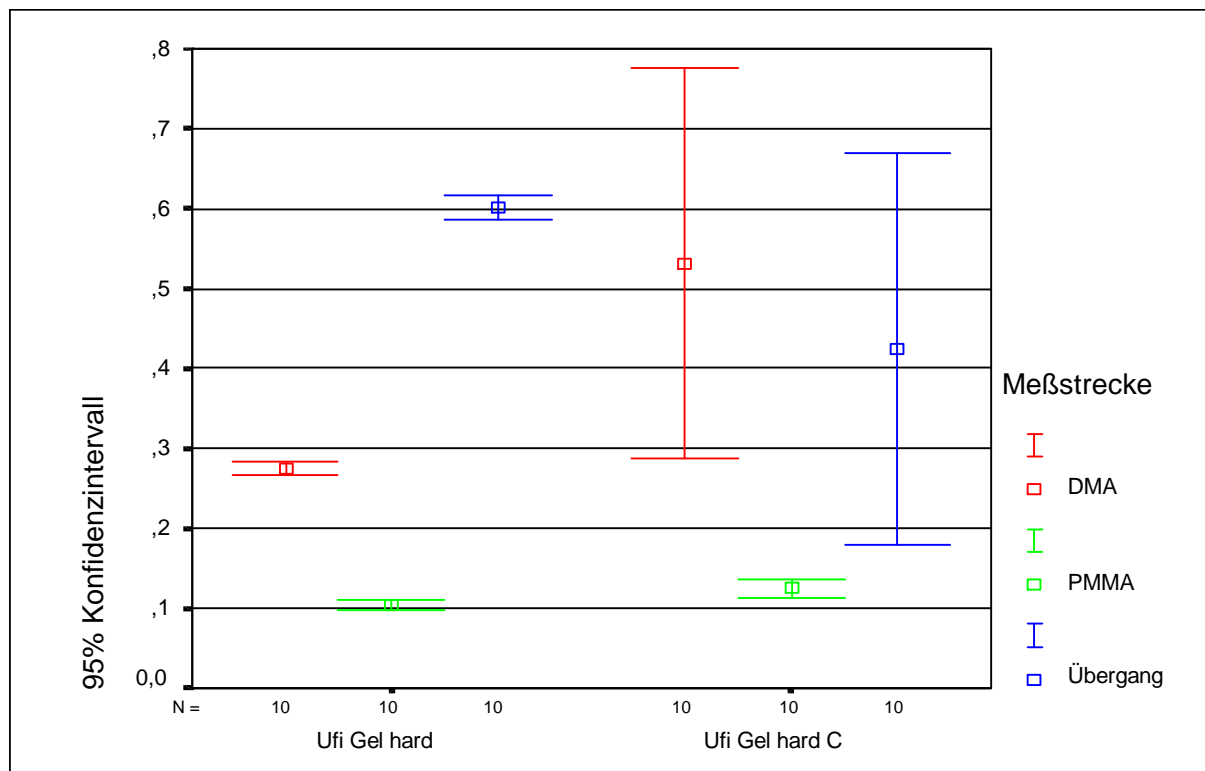


Abb. 62: Konfidenzintervall der mittleren Rautiefe von bei UFI GEL HARD® und UFI GEL HARD C® auf PMMA-WEITUR PRESS® nach Bearbeitung mit Werkzeugkombination 1

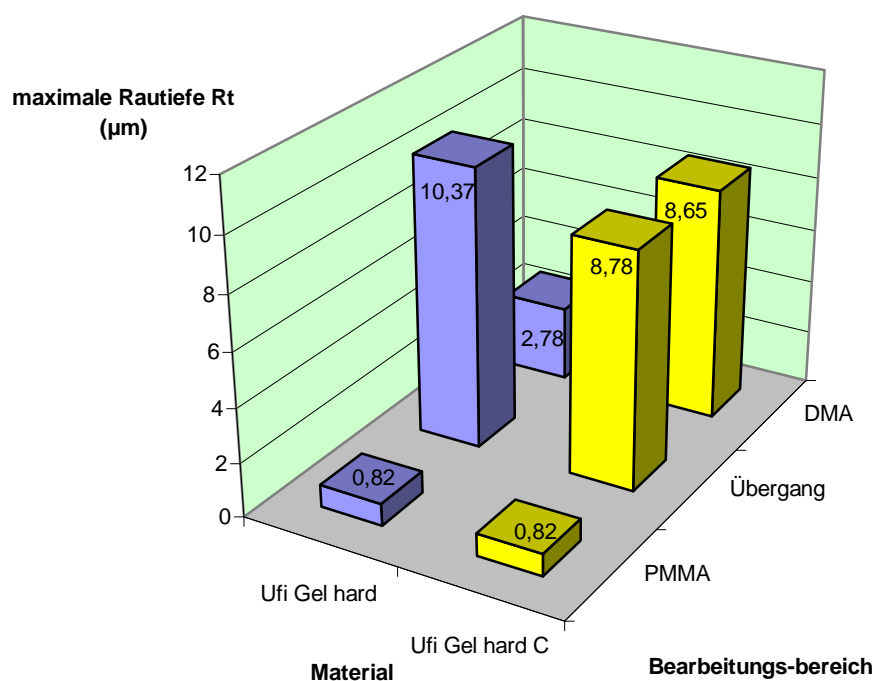


Abb. 63: maximale Rautiefe von UFI GEL HARD® und UFI GEL HARD C® auf PMMA-WEITUR PRESS® nach Bearbeitung mit Werkzeugkombination 1

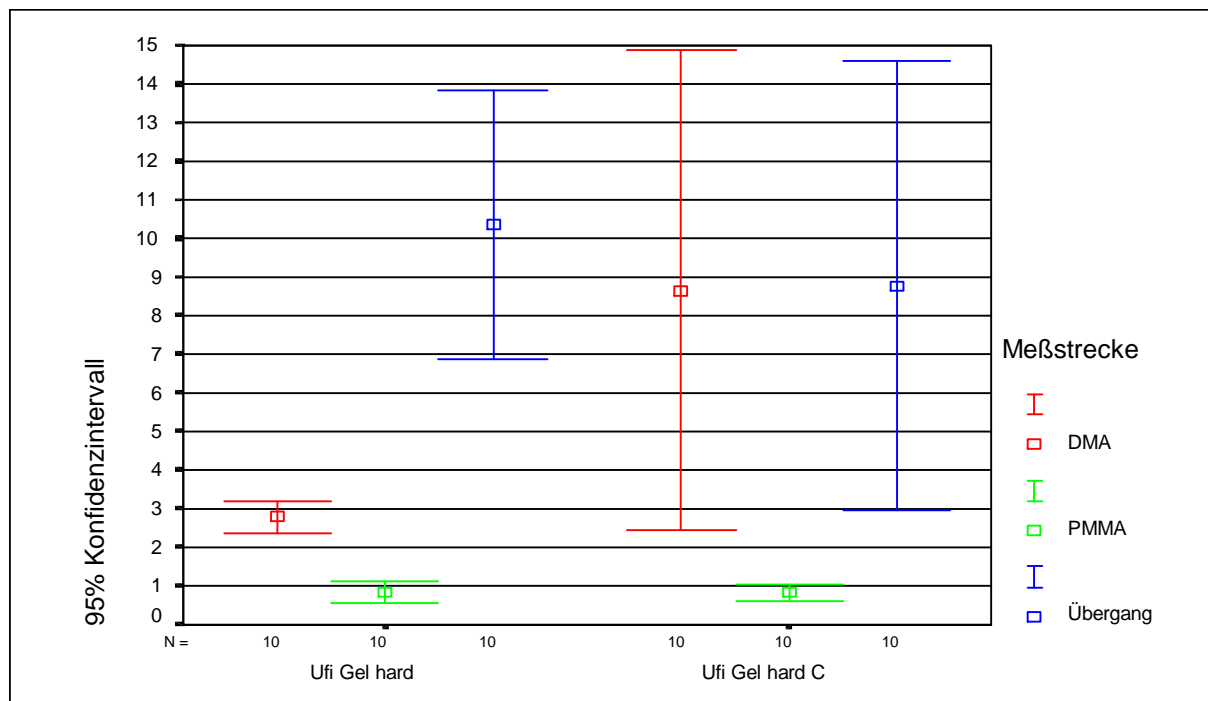


Abb. 64: Konfidenzintervall der mittleren Rautiefe von bei UFI GEL HARD® und UFI GEL HARD C® auf PMMA-WEITUR PRESS® nach Bearbeitung mit Werkzeugkombination 1

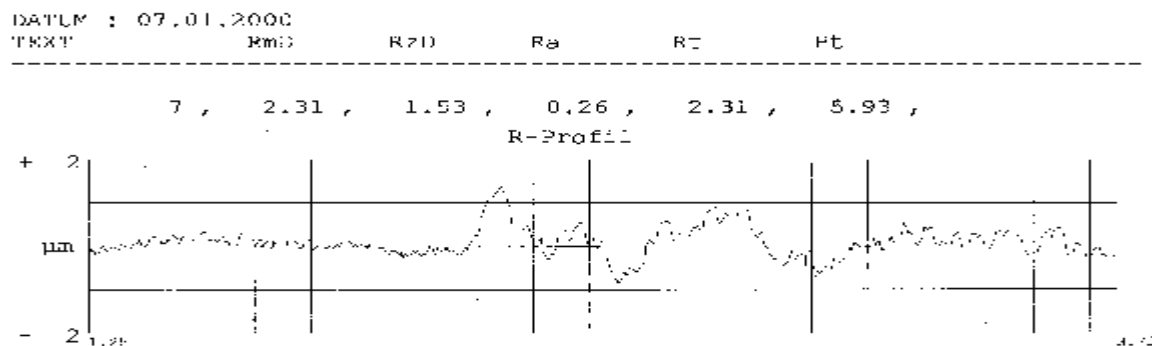


Abb. 65: Typisches Messprofil für R_a im Übergangsbereich UFI GEL HARD® auf der rechten Seite und PMMA-WEITUR PRESS® auf der linken Seite

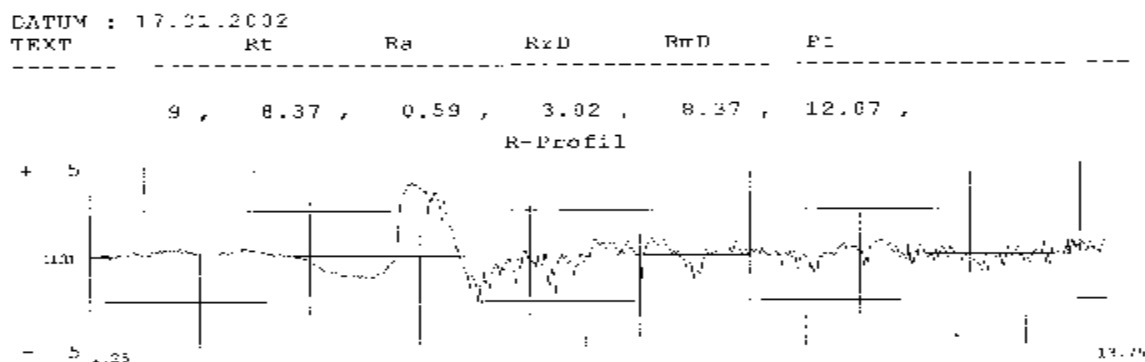


Abb. 66: Typisches Messprofil für R_a im Übergangsbereich UFI GEL HARD C® auf der rechten Seite und PMMA- WEITUR PRESS® auf der linken Seite

Die Abbildung 66 gibt ein Beispiel der Paarung PMMA/ UFI GEL HARD C[®] wieder und zeigt, dass bei gleicher Werkzeug/ Poliermittel-Einwirkung auf UFI GEL HARD C[®] (rechts) gegenüber PMMA (links) größere Rauigkeiten verbleiben. UFI GEL HARD C[®] besitzt eine in seiner Härte inhomogene Struktur. Im Vergleich zu UFI GEL HARD[®] auf Abbildung 65 sind die Oberflächen noch unruhiger und rauer. Zu beachten ist die verschiedene Skalierung in den Abbildungen 65 und 66.

8.2. Oberflächenrauigkeiten bei MOLLOSIL PLUS

Nach der Bearbeitung von MOLLOSIL PLUS[®] ergab sich eine größere Oberflächenrauigkeit als bei den harten Kunststoffen. Die niedrigsten Werte, im Mittel 0,84 µm wurden mit dem Soft wizard[®] der Firma NTI erreicht. Allerdings lag der Mittelwert für den Soft wizard[®] auf PMMA bei 2,61 µm und im Übergangsbereich sogar außerhalb des Messbereiches des Hommeltesters. Das heißt, dass das Rad zwar zur Bearbeitung weicher Kunststoffe geeignet ist, aber für PMMA und den Übergangsbereich unbrauchbar ist. Durch den großen Durchmesser von 22 mm entsteht bereits bei einer minimalen Drehzahl zu viel Reibungswärme, welche die Oberfläche des PMMA verschmiert. Am Übergang zwischen Silikon und PMMA bildet sich im PMMA eine typische Mulde, die mit dem Hommeltester, der für die Erfassung feinerer Dimensionen ausgelegt ist, nicht mehr erfasst werden konnte. Es zeigte sich weiterhin, dass mit Hartmetallfräsern ein zu großer Materialabtrag am PMMA erfolgt.

Am Unterfütterungsmaterial lagen die mittleren Rautiefen durch die Hartmetallfräsen zwischen 1,51µm und 2,46 µm. Diese Werte sind für eine finale Oberflächenbearbeitung zu hoch. Eine formende Bearbeitung mit den Hartmetallfräser ist jedoch im Bereich des weichen Unterfütterungsmaterials allein gut möglich. Die Schleifkappen erzielten immer die schlechtesten Ergebnisse, sowohl einzeln, als auch in Kombination mit anderen Werkzeugen. Die Werte lagen zwischen 3 und 6 µm und damit weit über den geforderten Werten zur Oberflächengüte von Prothesenmaterialien.

Der Unterschied im Mittenrauwert zwischen PMMA und MOLLOSIL PLUS[®] war bei Einsatz von Kombination 2 (Lisko grob und Lisko fein) am geringsten, an der Grenzschicht wurde ein Mittenrauwert von 3,99 µm gemessen. Alle Verbundkörper, bei deren Bearbeitung Hartmetallfräser mit eingesetzt wurden, zeigten im Bereich des Überganges durch zu groben Materialabtrag eine zu große Stufe im weichen Material, so dass eine Messung nicht mehr möglich war.

Auf Abbildung 67 ist ein ausgewähltes Messprofil von MOLLOSIL PLUS® (rechts) in Kombination mit PMMA-WEITUR PRESS® (links) mit dem für Elastomere typischen wellenförmigen Muster zu sehen. Die typische Ausmuldung im PMMA am Übergangsbereich ist auch bei dieser Werkstoffkombination zu erkennen. Zu beachten ist die größere Skalierung als bei den Abbildungen 69 und 70.

Direkt im Übergang zwischen den verschiedenen Materialien ist eine größere Welle zu erkennen, bedingt durch den verschiedenartigen Bearbeitungswiderstand und den unwillkürlichen Wechsel in der Bearbeitung zwischen den Werkstoffen.

In Abbildung 71 sind die mittleren Rauigkeiten und in Abbildung 72 die maximalen Rautiefen nach der Bearbeitung von MOLLOSIL PLUS® mit verschiedenen Werkzeugen zu sehen. Die rot unterlegten Diagrammbalken kennzeichnen Messreihen, bei denen die Werte über der Toleranzgrenze des Hommeltesters liegen. Diese Werte sind für die Auswertung nicht zu gebrauchen. Die Werkzeugkombinationen entsprechen der Auflistung in Tabelle 4.

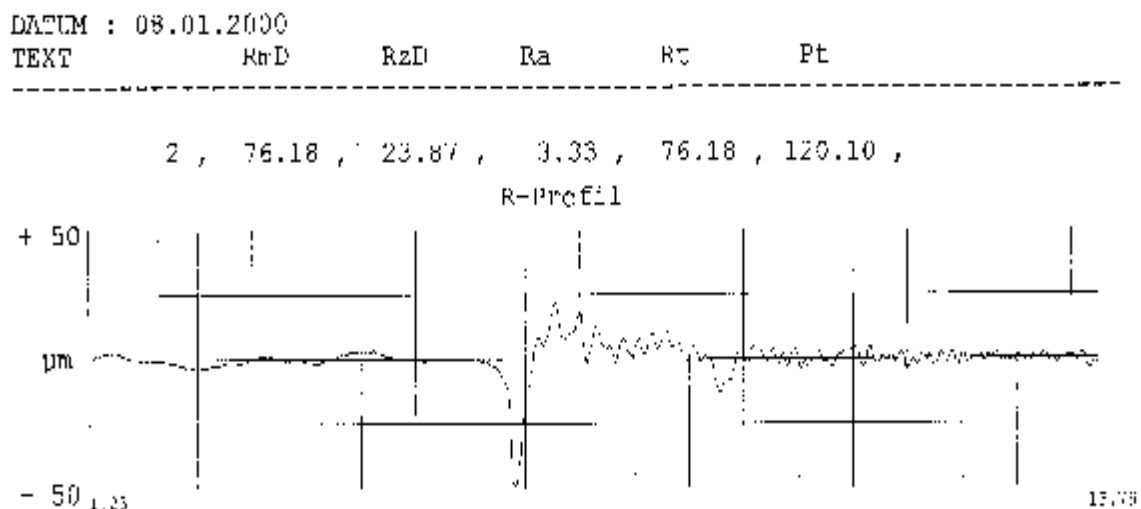


Abb. 67: Typisches Messprofil für R_a im Übergangsbereich zwischen MOLLOSIL PLUS® auf der rechten Seite und PMMA-WEITUR PRESS® auf der linken Seite mit Werkzeugkombination 2

mittlere Rauigkeit (μm)

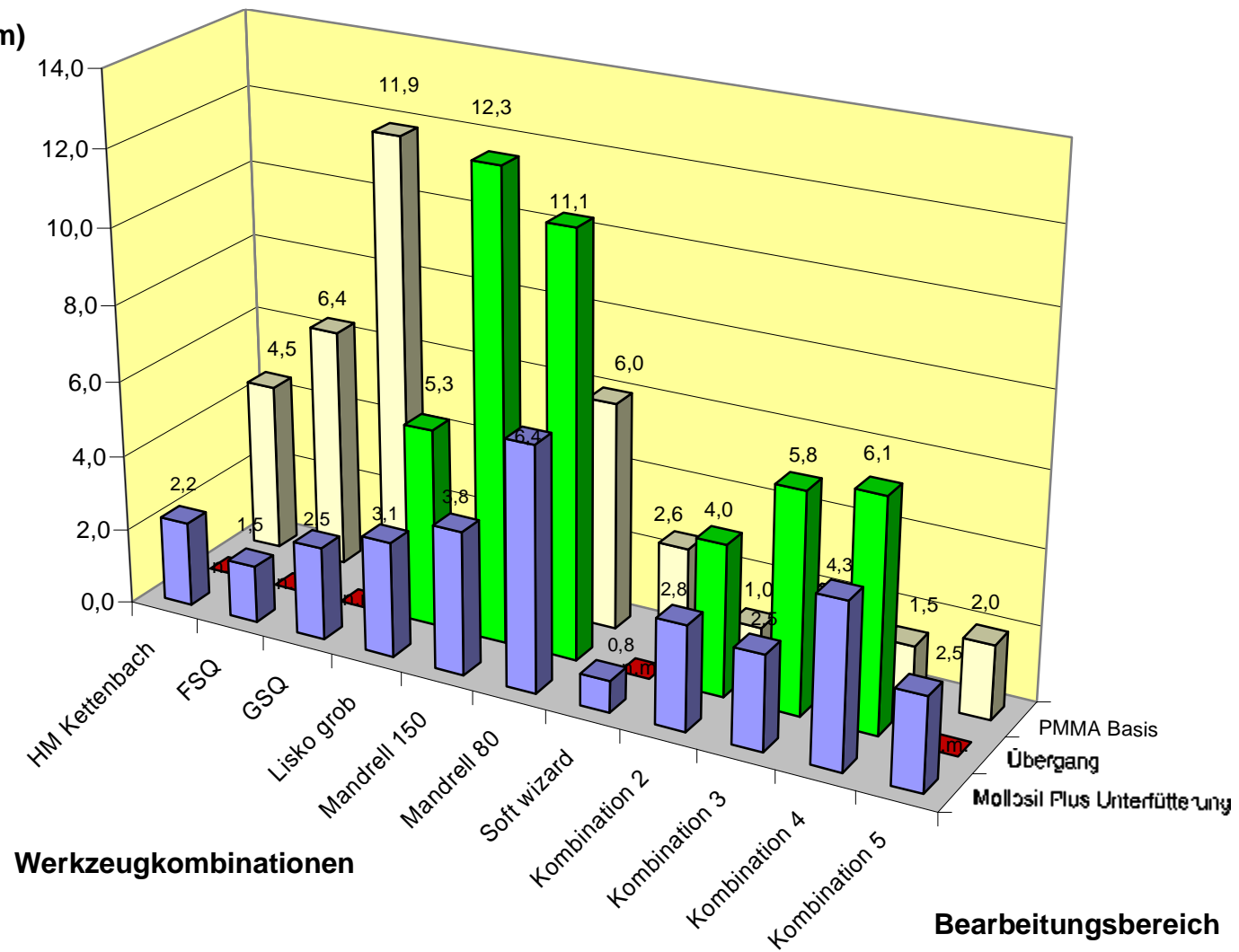


Abb. 68: Mittlere Rautiefe bei MOLLOSIL PLUS® am Übergang zu einem PMMA Basiswerkstoff

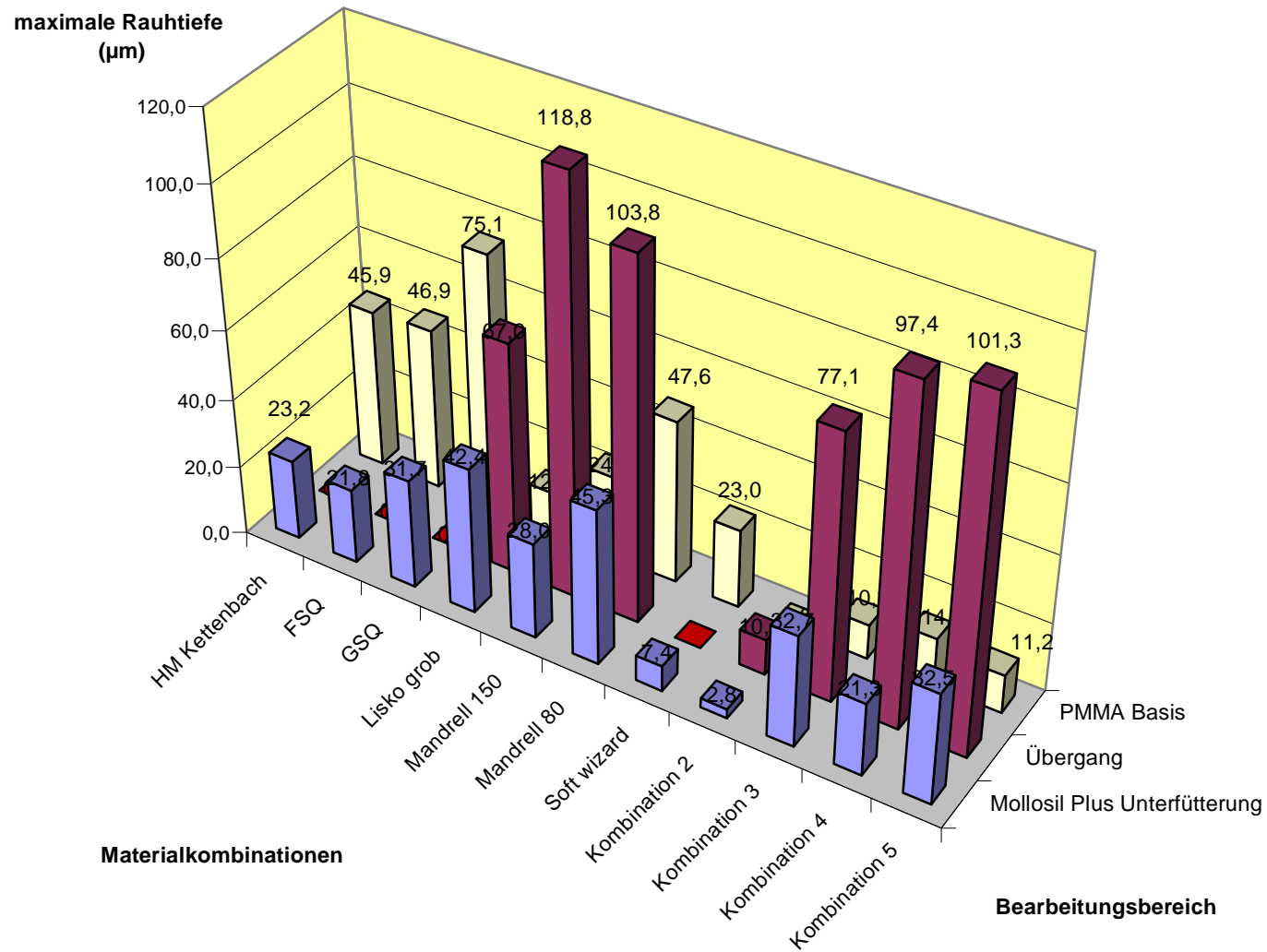


Abb. 69: Maximale Rautiefe bei MOLLOSIL PLUS® am Übergang zu einem PMMA Basiswerkstoff

8.3. Ergebnisse des „Gaumentestes“

Vergleicht man die Mittenrauwerte, die bei direkter Abformung der speichelfeuchten Schleimhaut entstehen, so zeigen sich deutliche Unterschiede zwischen Silikonen, Diacrylaten und PMMA.

Die Abbildung 70 zeigt die Mittenrauwerte von drei ADS-Materialien nach direkter Abformung gegen den Gaumen. Obwohl es sich bei allen weichen Materialien um A-Silikone handelt, zeigten sich doch Unterschiede zwischen den verschiedenen Produkten. Mit R_a von $0,72 \mu\text{m}$ bis $1,36 \mu\text{m}$ liegen akzeptable Werte bereits ohne jegliche Bearbeitungsmaßnahmen vor. Makroskopisch war die Oberfläche glänzend und glatt. Der Unterschied ist sowohl bei R_a ($p < 0,00$) als auch bei R_t ($p < 0,002$) signifikant (ANOVA) (siehe Anhang 12.2.).

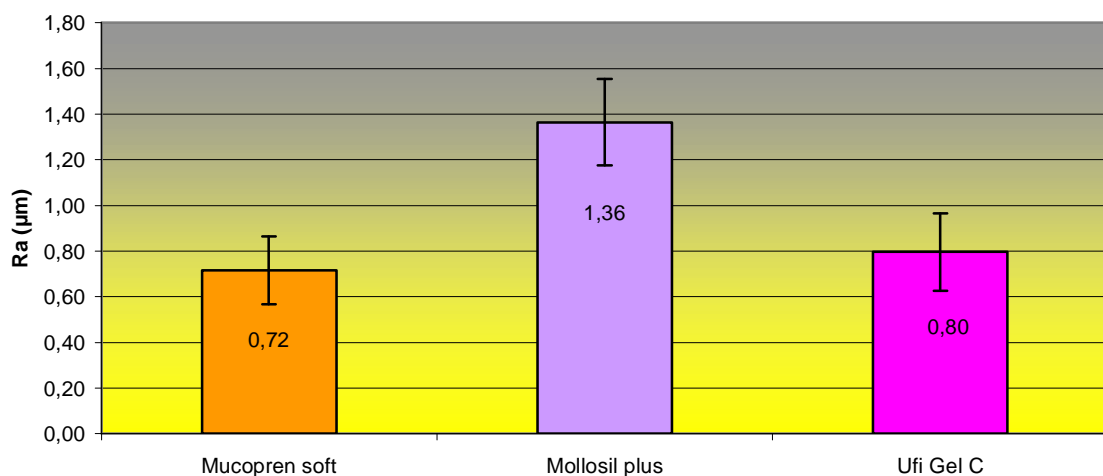


Abb. 70: R_a in Direktabformung gegen Gaumen bei verschiedenen ADS Materialien

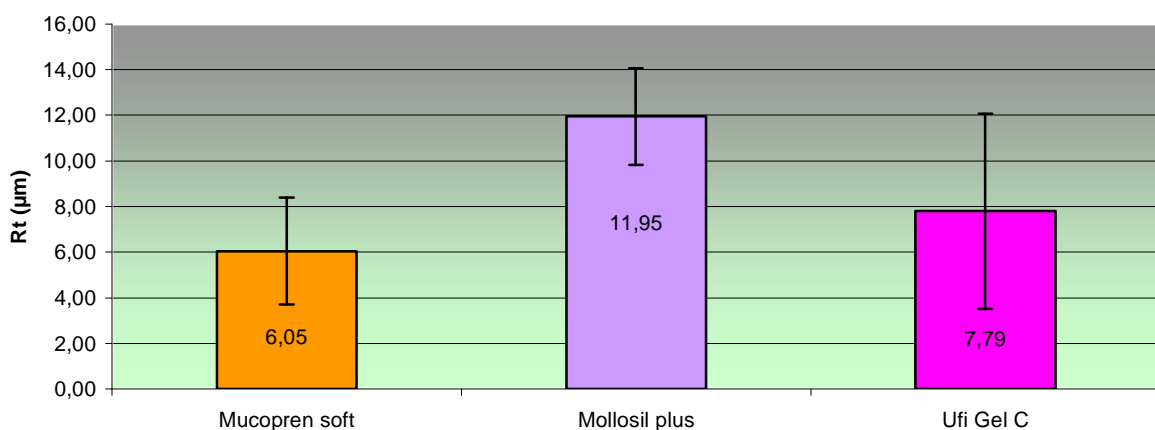


Abb. 71: Mittelwert R_t bei verschiedenen ADS Materialien nach Direktabformung des Gaumens

Die maximale Rautiefen liegen zwischen $3,53 \mu\text{m}$ und $11,95 \mu\text{m}$ und sind damit aus klinischer Sicht eindeutig zu hoch. MOLLOSIL PLUS® hat von den Silikonen die größte Oberflächenrauigkeit. Dies kann bedingt sein durch die geringeren kohäsiven Kräfte im MOLLOSIL PLUS® gegenüber den beiden anderen Silikonen (Arndt 2002). Dadurch baut

sich bei der Abformung mit MOLLOSIL PLUS® ein niedrigerer Druck auf, der zu einer geringeren Detailgenauigkeit führt.

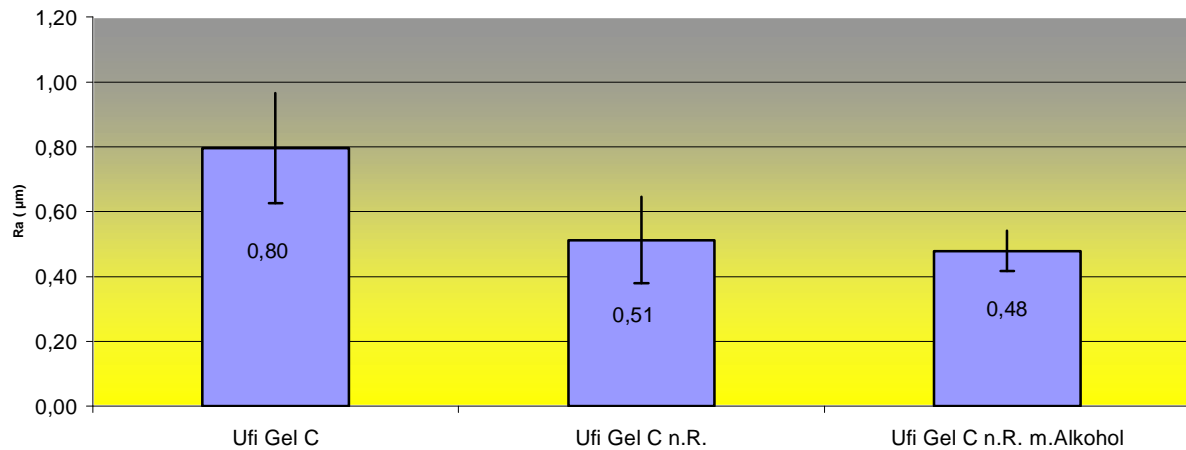


Abb. 72: Mittelwert R_a bei UFI GEL C® nach Direktabformung des Gaumens mit anschließender Reinigung (n.R. = nach Reinigung mit Dampfstrahler; n.R. mit Alkohol = nach Reinigung mit dem Dampfstrahler und anschließender Reinigung mit Alkohol)

Nach einer anschließenden Reinigung des UFI GEL C® mit dem Dampfstrahler (Amann Electronic Steamer aus 10 cm Entfernung für zwei Minuten) konnte eine signifikante Verbesserung des R_a -Wertes erzielt werden ($P < 0,028$). Die weitere Reinigung mit Alkohol (70 %-iger Isopropanollösung (Lichtenstein Pharmazeutica GmbH & Co, Mühlheim Kärlich)) erbrachte keine signifikante Abnahme der mittleren und maximalen Rautiefe.

Eine Reinigung mit dem Dampfstrahler für drei Minuten und das zusätzliche Abwischen mit einem alkoholhaltigen Tuch führte bei UFI GEL C® außerdem zu keiner signifikanten Verbesserung der mittleren und maximalen Rauwerte ($p < 0,06$).

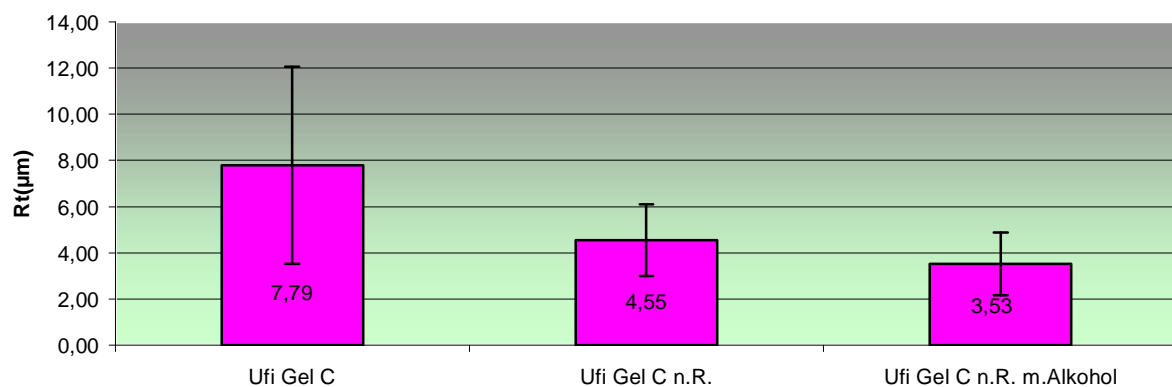


Abb. 73: R_t von UFI GEL C® nach Direktabformung des Gaumens und nach anschließender Reinigung (n.R. = nach Reinigung mit Dampfstrahler; n.R. mit Alkohol = nach Reinigung mit dem Dampfstrahler und anschließender Reinigung mit Alkohol)

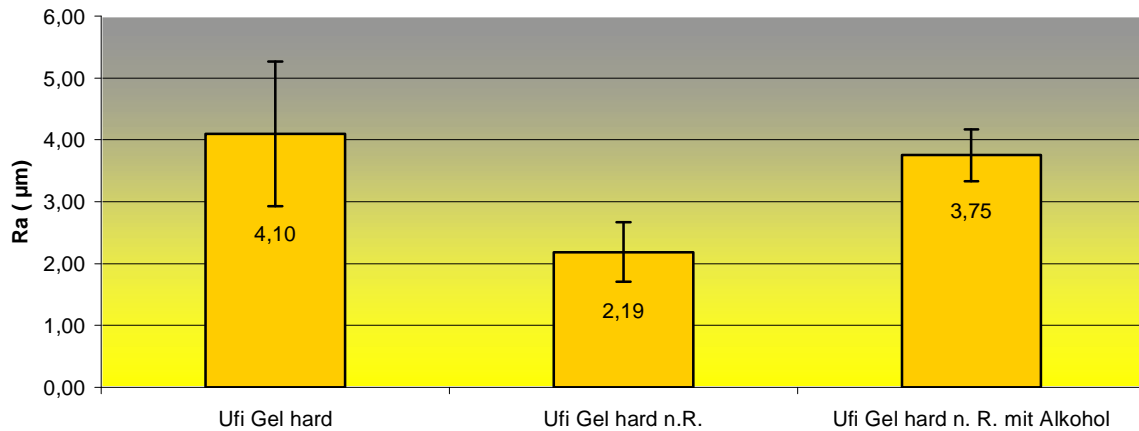


Abb. 74: R_a von UFI GEL HARD® nach Direktabformung des Gaumens und nach anschließender Reinigung (n.R. = nach Reinigung mit Dampfstrahler; n.R. mit Alkohol = nach Reinigung mit dem Dampfstrahler und anschließender Reinigung mit Alkohol)

Bei UFI GEL HARD® konnte die Oberflächenqualität durch Dampfstrahlen und durch Reinigung mit Alkohol nicht signifikant verbessert werden. Ein Verfärben nach der Oberflächenbehandlung wie bei UFI GEL HARD C® (siehe Abbildung 59) konnte bei UFI GEL HARD® makroskopisch nicht festgestellt werden.

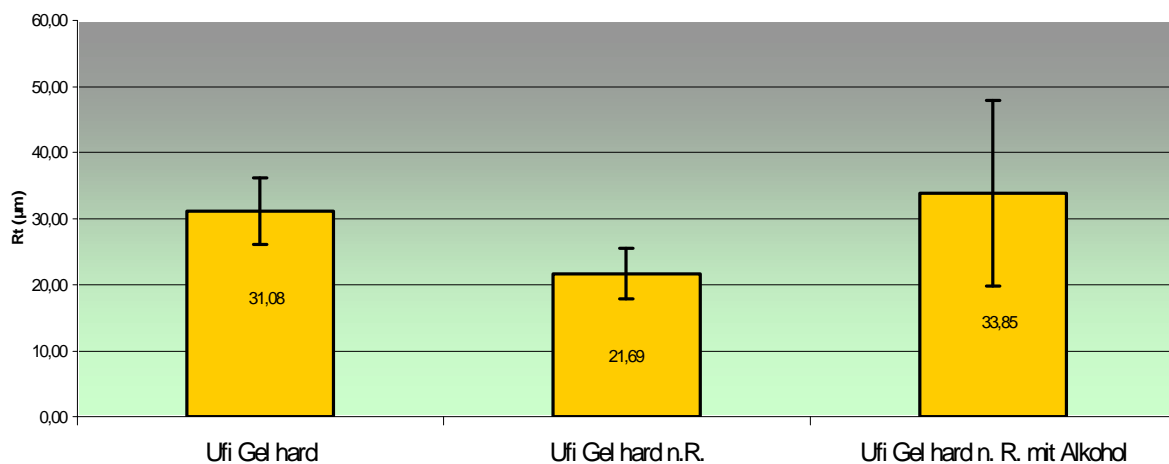


Abb. 75: R_t von UFI GEL HARD C® nach Direktabformung des Gaumens und nach anschließender Reinigung (n.R. = nach Reinigung mit Dampfstrahler; n.R. mit Alkohol = nach Reinigung mit dem Dampfstrahler und anschließender Reinigung mit Alkohol)

Bei UFI GEL HARD C® kommt es durch die Reinigung mit dem Dampfstrahler zu einer signifikanten Verbesserung des R_a Wertes auf 2,84µm, die Behandlung mit Alkohol führte lediglich zu einer Verbesserung auf 3,29 µm. Makroskopisch kommt es durch die Behandlung mit Alkohol zu einem weißlichen nicht mehr abwischbarem Belag. Die maximalen Rautiefen (R_t) konnten gesenkt werden von 47,8 auf 25,5 bzw. 24,6 µm.

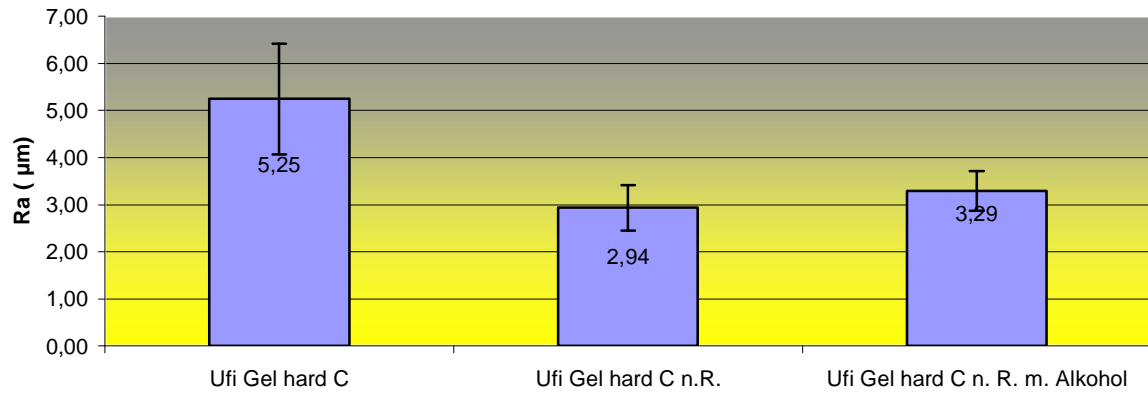


Abb. 76: R_a von UFI GEL HARD C[®] nach Direktabformung des Gaumens und nach anschließender Reinigung (n.R. = nach Reinigung mit Dampfstrahler; n.R. mit Alkohol = nach Reinigung mit dem Dampfstrahler und anschließender Reinigung mit Alkohol)

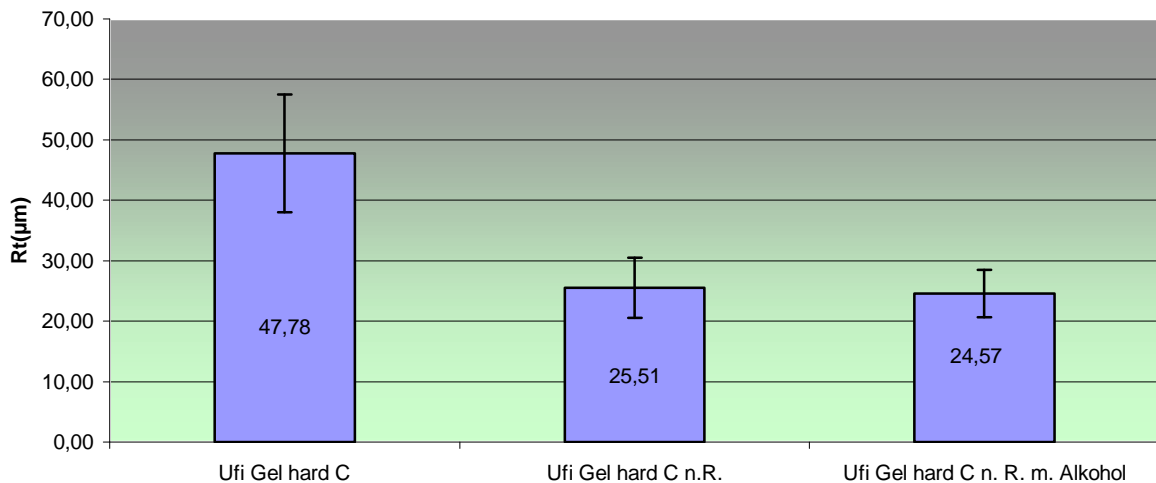


Abb. 77: R_t von UFI GEL HARD C[®] nach Direktabformung des Gaumens und nach anschließender Reinigung (n.R. = nach Reinigung mit Dampfstrahler; n.R. mit Alkohol = nach Reinigung mit dem Dampfstrahler und anschließender Reinigung mit Alkohol)

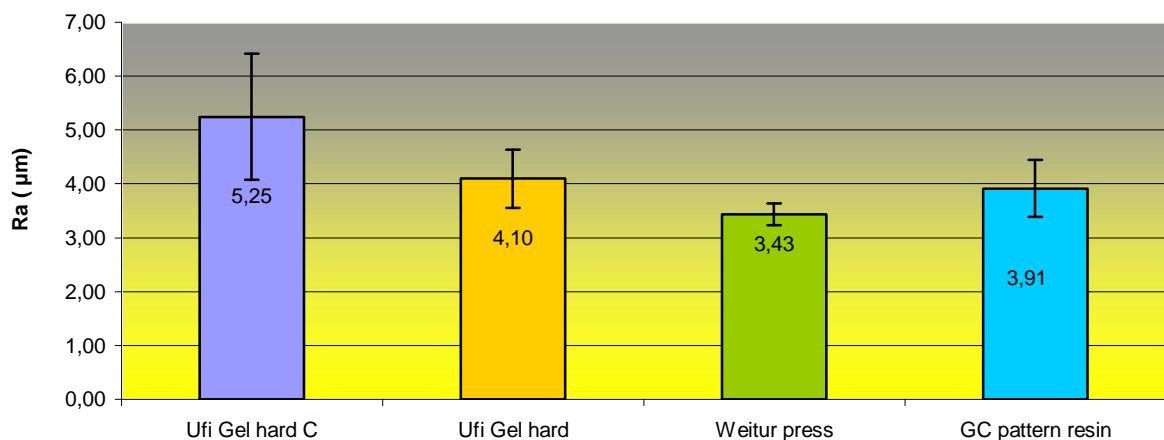


Abb. 78: R_a von verschiedenen harten Kunststoffen nach Direktabformung des Gaumens

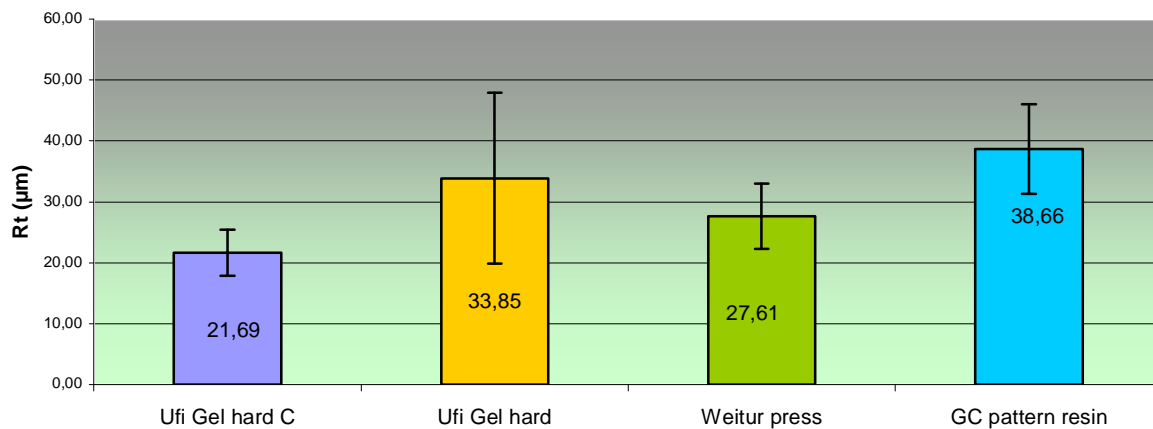


Abb. 79: R_t von verschiedenen harten Kunststoffen nach Direktabformung des Gaumens

Im Gegensatz zu den Silikonmaterialien zeigten die harten Acrylate eine viel höhere primäre Rauigkeit, wobei das mit Füllstoffen versehene DMA UFI GEL HARD[®] C mit einem Mittenrauwert von 5,25 µm und einer maximalen Rautiefe von 47,78 µm eine besonders grobe Oberfläche aufwies.

Die nach der Polymerisation durch Luftsauerstoff bedingte Inhibitionsschicht auf dem Kompositmaterial gestattet zwar eine nachträgliche Korrektur der Unterfütterung durch weitere Anpolymerisation von Material, wirkt sich aber nachteilig auf die Oberflächengüte aus. UFI GEL HARD[®] zeigte eine weniger unruhige Oberfläche als das gefüllte Material UFI GEL HARD C[®] und konnte durch Dampfstrahlen ebenfalls verbessert werden. Das Abwischen mit Alkohol führte zu keiner Verbesserung der Oberflächenqualität. Die Vertreter von PMMA (WEITUR PRESS[®] und GC Pattern Resin[®]) zeigten primär mittlere Oberflächenrauigkeiten von 3,43 und 3,91 µm. Diese sind ebenfalls für eine Inkorporation zu hoch. Da die PMMA- Kunststoffe jedoch nur indirekt verarbeitet werden sollen, wird die Rauigkeit durch die Entprofilierung über die Modellherstellung und Isolierung verbessert. Dies ist bei Laborverarbeitung von UFI GEL HARD[®] und HARD C[®] ebenfalls zu erwarten. Allerdings wurden diese Werkstoffe für die direkte Applikation auf die Schleimhaut entwickelt.

8.4. Ergebnisse des Schältestes

Die geprüften Materialkombinationen weisen bei visueller Beurteilung der getrennten Verbunde nur in der Kombination MOLLOSIL PLUS[®] – MOLLOSIL PLUS[®] Haftvermittler – PMMA kohäsive Brüche auf. Dies ist für den Verbund als sehr vorteilhaft zu werten. Der Wert liegt mit 61,5 N/cm² etwas unter den Systemen von KETTENBACH und VOCO.

MUCOPREN SOFT[®] mit dem dazugehörigen Primersystem weist die höchsten Werte von 75,5 N/cm² im Schältest auf. Es kommt aber zu adhäsiven Brüchen an der Grenzfläche. UFI GEL C[®] weist mit 63,4 N/cm² die zweithöchste Zugkraft auf. Aber es liegt ebenfalls ein adhäsiver Bruchtyp vor. MUCOPREN SOFT[®] und UFI GEL C[®] erzielten mit MOLLOSIL PLUS[®] Primer schlechtere Ergebnisse als mit den produkteigenen Haftvermittlern. Somit liegt bei MOLLOSIL PLUS[®] dass am besten auf das Material abgestimmte Verbundsystem vor.

Tab. 5: Ergebnisse des Schältestes

Werkstoffkombination			Bruchtyp
MOLLOSIL PLUS [®]	MOLLOSIL PLUS [®] Haftvermittler	WEITUR PRESS [®]	kohäsiv
MUCOPREN SOFT [®]	MUCOPREN SOFT [®] Haftvermittler	WEITUR PRESS [®]	adhäsiv
UFI GEL C [®]	UFI GEL [®] Haftvermittler	WEITUR PRESS [®]	adhäsiv
MUCOPREN SOFT [®]	MOLLOSIL PLUS [®] Haftvermittler	WEITUR PRESS [®]	adhäsiv
UFI GEL C [®]	MOLLOSIL PLUS [®] Haftvermittler	WEITUR PRESS [®]	adhäsiv

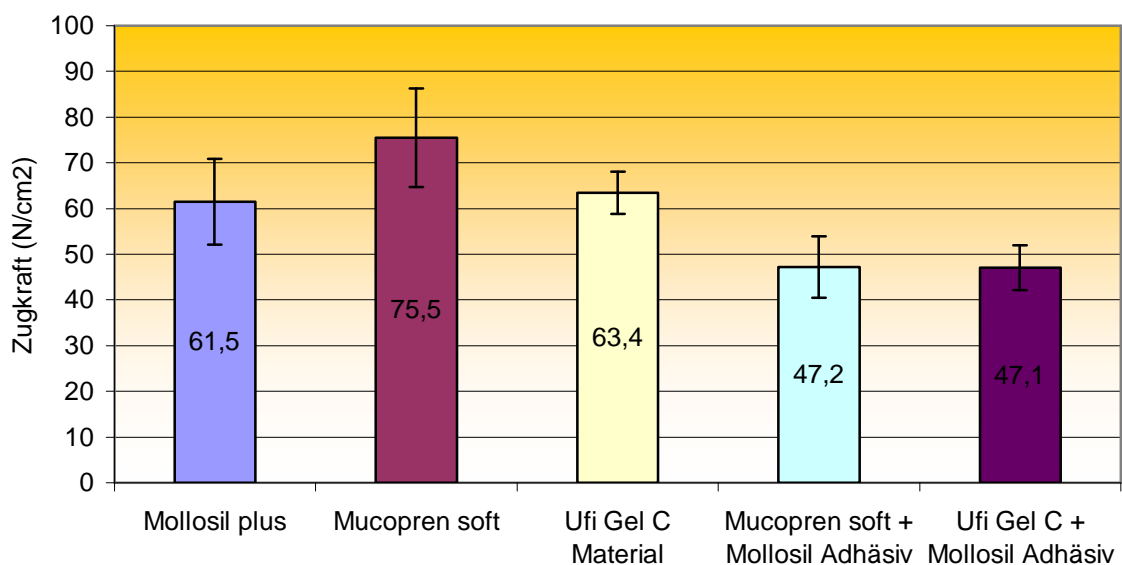


Abb. 80: Verbundfestigkeit im Schältest

8.5. Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen

Von den Oberflächen der in der klinischen Studie untersuchten harten Kunststoffe wurden REM- Aufnahmen mit jeweils zwei verschiedenen Vergrößerungen angefertigt. Dazu wurden PMMA- Träger in der Größe von 10mm x 20mm x 5 mm hergestellt, nach der Konditionierung mit Unterfütterungsmaterial beschickt und gegen den speichelfeuchten Gaumen gedrückt. Zum Vergleich wurden außerdem jeweils ein Probekörper unbearbeitet und ein Probekörper mit der **Werkzeugkombination 1** {Silikon grob (DIT Diamant), Silikon fein (DIT Diamant), Hochglanzschwabbel 3 x 1 min }dynamisch bei Raumtemperatur bearbeitet mit Gold besputtert und mikroskopiert. UFI GEL HARD® (Abbildung 81 a-d) weist nach der Polymerisation gegen die Gaumenschleimhaut und auch im Ergebnis der Politur die bessere Struktur als UFI GEL HARD C® auf. Im polierten Zustand entspricht die Oberflächenstruktur in etwa dem des PMMA. Die Visualisierung der Oberflächenqualität mit dem Rasterelektronenmikroskop bestätigt die gemessenen R_a Werte.

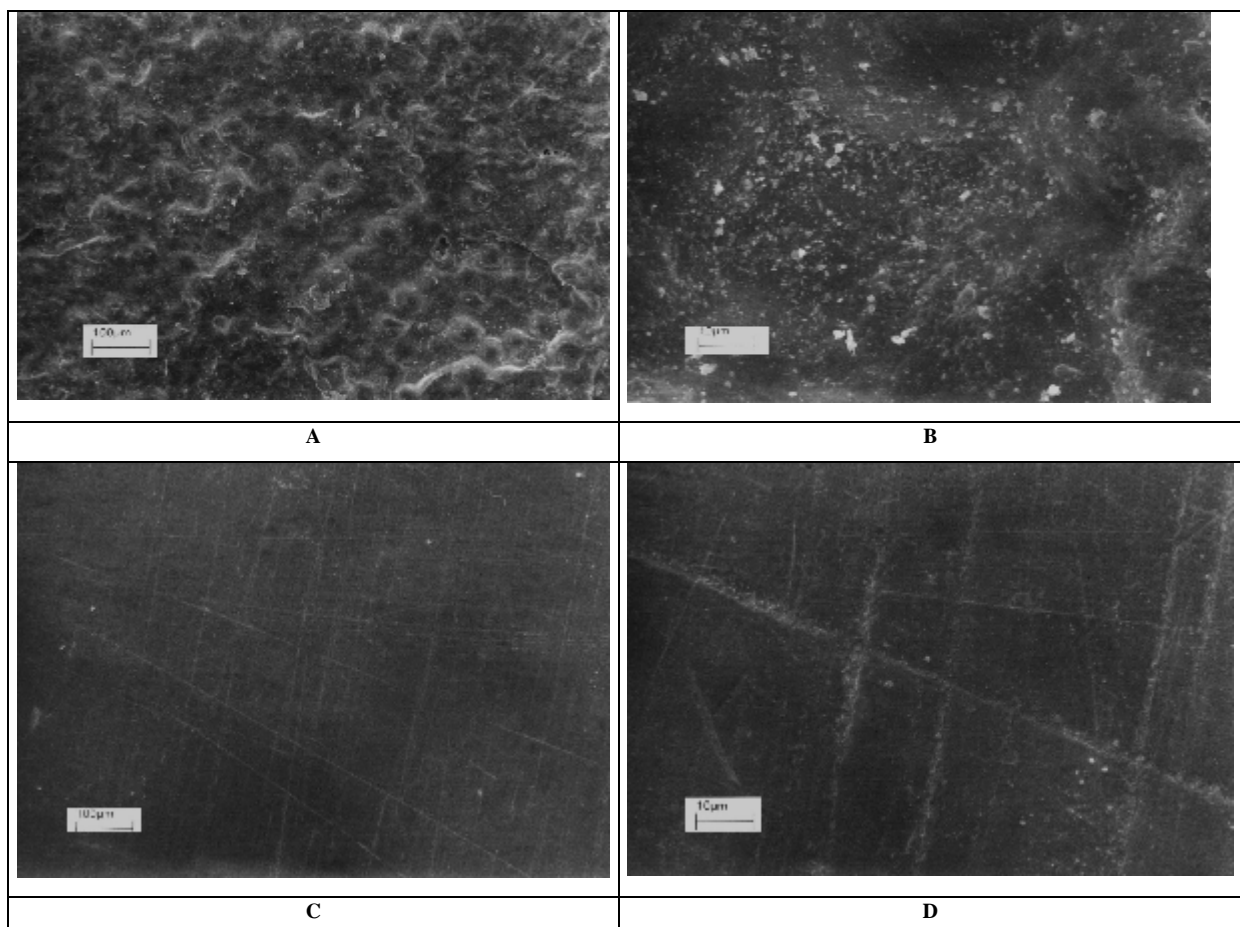


Abb. 81: Oberfläche von UFI GEL HARD®

- a) unbearbeitet nach Abformung des Gaumens (100fache Vergrößerung)
- b) unbearbeitet nach Abformung des Gaumens (1000fache Vergrößerung)
- c) bearbeitet mit Kombination 1 nach Abformung des Gaumens (100fache Vergrößerung)
- d) bearbeitet mit Kombination 1 nach Abformung des Gaumens (1000fache Vergrößerung)

In Bild 82 b werden die unregelmäßigen silikatischen Füllstoffpartikel sichtbar. Der Kunststoff stellt sich als eine sehr inhomogene Masse dar. Bei starker Vergrößerung erscheint die Oberfläche aufgelockert, porös und schuppig. Abbildung 82 a und b zeigen die unregelmäßige Oberfläche von UFI GEL HARD C[®]. In der kleineren Vergrößerung sind die Polymerkugeln der Kunststoffpaste als unregelmäßige Kugeln zu sehen. Diese maulbeerartige Struktur fiel bereits makroskopisch (siehe Abb. 66) auf.

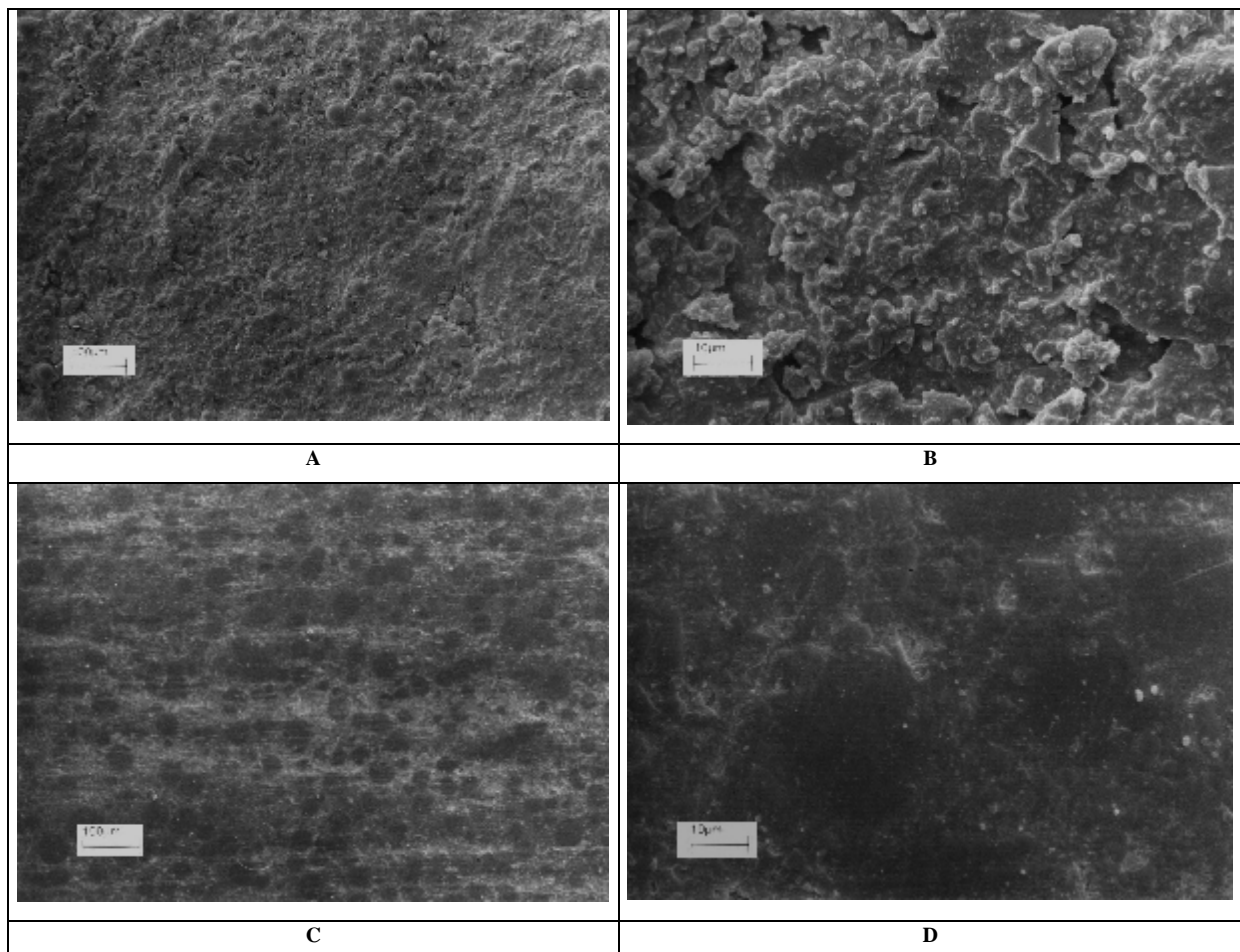


Abb. 82: Oberfläche von UFI GEL HARD C[®]

- a) unbearbeitet nach Abformung des Gaumens (100fache Vergrößerung)
- b) unbearbeitet nach Abformung des Gaumens (1000fache Vergrößerung)
- c) bearbeitet mit Kombination 1 nach Abformung des Gaumens (100fache Vergrößerung)
- d) bearbeitet mit Kombination 1 nach Abformung des Gaumens (1000fache Vergrößerung)

Mikroorganismen finden auf solchen stark strukturierten Oberflächen sehr gute Retentionsmöglichkeiten. Wenn eine Politur durchgeführt werden kann, verbessert sich die Oberfläche (Abbildung 82 c). Die Polymerkugeln sind noch zu erkennen. Die Oberfläche erscheint aber dichter und glatter ohne Porositäten.

Gröber (2002) beobachtete, nachdem das Material einem Trocknungsprozess ausgesetzt war und besputtert wurde, eine Spaltbildung zwischen Polymerkugeln und Matrix, die auf

Schwächen im Verbund hinweist. Gleichartige Defekte und Negativstellen herausgelöster Kugeln wurden auch von GÜNTZER und WOHLFAHRT (2003) an Bruchflächen von UFI GEL HARD C[®] beobachtet, die lediglich besputtert waren. Der Verbund der Polymerkugeln mit der Matrix scheint durch die unvollständige Ausbildung des interpenetrierenden Netzwerkes im UFI GEL HARD C[®] unbefriedigend zu sein. Abbildung 83 zeigt das PMMA WEITUR PRESS[®] im unausgearbeiteten Zustand. Sichtbar sind ebenfalls Polymerkugeln. Diese sind im Gegensatz zu UFI GEL HARD C[®] dicht in einer Grundmatrix eingebettet. Nach der Politur sind keine Unterschiede zwischen Matrix und Polymerkugeln zu erkennen. Es entsteht eine glatte Oberfläche, auf der lediglich die sich kreuzenden Bearbeitungsspuren der Polierinstrumente sichtbar sind.

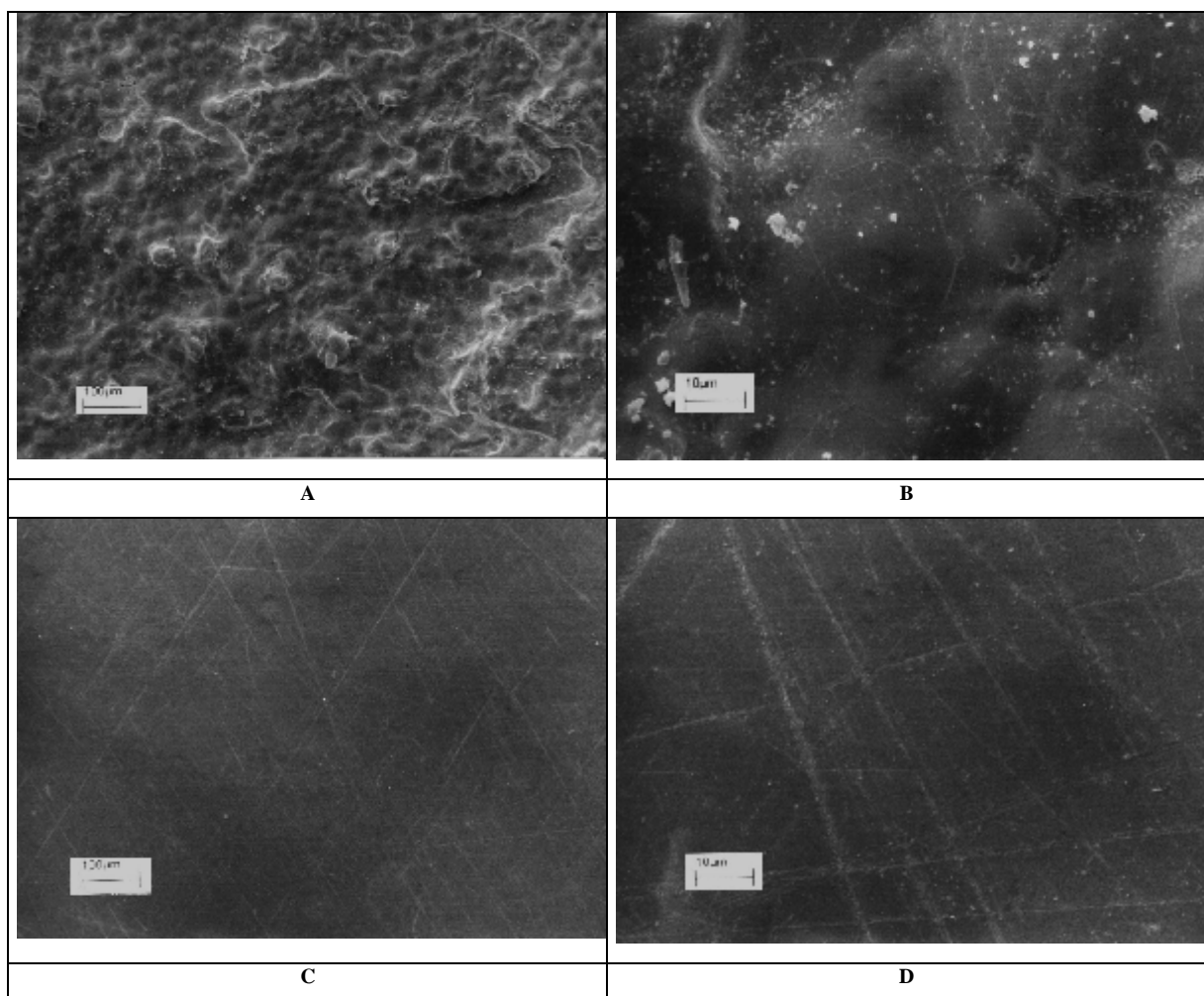


Abb. 83: Oberfläche von WEITUR PRESS[®]

- a) unbearbeitet nach Abformung des Gaumens (100fache Vergrößerung)
- b) unbearbeitet nach Abformung des Gaumens (1000fache Vergrößerung)
- c) bearbeitet mit Kombination 1 nach Abformung des Gaumens (100fache Vergrößerung)
- d) bearbeitet mit Kombination 1 nach Abformung des Gaumens (1000fache Vergrößerung)

9. Diskussion

9.1. Diskussion der Methodik

Die Unterfütterungsmaterialien wurden nach Herstellerangaben verarbeitet. Um die Passfähigkeit der Prothese nicht zu beeinträchtigen, unterblieb eine Politur der Prothesenbasen und somit der unterfütterten Bereiche. Es fand lediglich im Randbereich eine Oberflächenbearbeitung und Politur der Unterfütterungsmaterialien zwecks Vermeidung von Druckstellen statt. Unter Praxisbedingungen ist ohne Polierstrecke eine zahntechnische Politur wenig realistisch und mit den von VOCO beworbenen „10 Minuten für eine Chairside-Unterfütterung“ nicht vereinbar. Entsprechend der Verarbeitungsanleitungen für UFI GEL HARD® und UFI GEL HARD C® (G4, G5), Punkt 5 {Die unterfütterte Prothese **kann** mit den üblichen Instrumenten (Hartmetallfräsen, Gummipolierer, Schwabbel) finiert und poliert werden}, unterblieb die ganzflächige Politur. Die Oberflächen entsprachen somit den im klinischen Gebrauch auftretenden Beschaffenheiten. Da eine nähere Untersuchung der Oberflächen der getragenen Unterfütterungen und Prothesen aus geometrischen Gründen und wegen massiver Anlagerungen von Zahnstein nicht möglich war, wurde die Oberflächenrauigkeitsmessung anhand von nicht eingegliederten Testkörpern im Laborversuch durchgeführt.

Der *Denture Hygiene Index* (DHI) nach K. Wefers wurde anstelle älterer Indizes verwendet. Die Erfassung des DHI hat sich während der Studie bewährt, er wurde zum Teil mit und zum Teil ohne Plaquarelevatoren bewertet. Dies erwies sich mitunter schwierig für die Objektivierbarkeit der Ergebnisse. Es sollte sich in zukünftigen Studien entweder nur für eine Bewertung *mit* oder *ohne* Anfärben entschieden werden.

Zahlreiche Faktoren, wie zum Beispiel Alter, Erkrankungen und Mundhygienegewohnheiten unterliegen individuellen und interindividuellen Schwankungen (Ruzicka und Eder 1988). Die geringe Anzahl der untersuchten Unterfütterungen lässt daher keine Aussage zu Zusammenhängen zwischen diesen epidemiologischen Daten und beobachteten Effekten an den Prothesen zu. Die Beobachtungen gelten jeweils für die einzelnen Fälle.

Es ist auch eine sichere Beurteilung biologischer Reaktionen allein aufgrund klinischer Erprobung derzeit nicht möglich (Klötzer 1975). Klinisch objektivierbare Reaktionen lassen sich fast nie eindeutig auf nur eine Noxe zurückführen. Bezüglich der subjektiven Reaktionen gilt im Grunde genommen das gleiche.

9.2. Diskussion der Ergebnisse der klinischen Studie

Bei der Erhebung des DHI konnte bei vielen Patienten eine deutliche Diskrepanz zwischen ihren Angaben zur Häufigkeit und Intensivität der Prothesenreinigung und den tatsächlich vorhandenen Belägen festgestellt werden. Diese Diskrepanz kann durch physische Einschränkungen oder mangelnde manuelle Fertigkeiten (18% der Probanden lebten in einem Pflegeheim bzw. „Betreutem Wohnen“), als auch durch das Bildungsniveau, die Motivation und das Verständnis der Patienten begründet sein. In vielen Fällen wurde die starke Belagbildung bei den unterfütterten Prothesen von Patienten nicht wahrgenommen beziehungsweise als nicht störend empfunden. Als weiterer ursächlicher Faktor für die Ergebnisse spielt die Hygienisierbarkeit der untersuchten Kunststoffe eine große Rolle. Obwohl alle Patienten die gleichen Anweisungen zur Prothesenreinigung erhielten, wiesen die Unterfütterungen in Abhängigkeit vom Werkstoff im Laufe der Untersuchungen sehr unterschiedliche Hygienezustände auf.

9.2.1. Klinische Erfahrungen mit MOLLOSIL PLUS

Im folgenden sollen zunächst die Erfahrungen bei der technischen Umsetzung der direkten weichbleibenden Unterfütterung mit MOLLOSIL PLUS[®] diskutiert werden.

Trotz sorgfältiger Arbeit führten die Unterfütterungen mit MOLLOSIL PLUS[®] oftmals nicht zum gewünschten Ziel. Die schwierige Verarbeitung bezieht sich nicht auf das Handling des Materials, sondern der Abformung an sich. Die Applikation und die Verarbeitung verlangen etwas Training und Erfahrung, um möglichst bereits bei der Applikation keine Materialüberschüsse zu provozieren. Diese Überschüsse werden über die konditionierten Flächen gedrückt, wodurch es nicht möglich ist, den Unterfütterungswerkstoff in der beschriebenen Hohlkehle enden zu lassen. Statt dessen legt sich ein Speichelfilm zwischen Prothese und Material (siehe Abbildung 9) und verhindert die spaltfreie Anlagerung. Der Überschuss an weichen Kunststoff kann meist nur mit unbefriedigendem Ergebnis mit einem Skalpell abgeschnitten werden, oder mit Werkzeugen bearbeitet werden. In der Epithetik konnten durch das Beschneiden mit dem Skalpell entlang der angelegten Stufe akzeptable Ergebnisse erzielt werden (Hinz et al 2000). Allgemein ist es bei direkten Unterfütterungen zumindest teilweise unmöglich zu verhindern, dass Feuchtigkeit an Prothesenränder und Flächen gelangt, bevor die Masse auffließt und die Ränder anatomisch ausgeformt sind.

Eine Funktionsrandgestaltung oder die Verlängerung von bestehenden Prothesenrändern ist mit dem Material direkt nicht möglich. Dadurch beschränkt sich die Indikation auf die Abpolsterung lokaler Irritationen der Schleimhaut oder auf die einzeitige oder temporäre Umarbeitung vorhandener Prothesen zu Verbandplatten. Eine Irritation der Schleimhaut durch Silikone ist bei diesen Fällen nicht aufgetreten. Selbst wo MOLLOSIL PLUS® auf offene Wunden appliziert wurde, ist eine einwandfreie Wundheilung eingetreten. Das Material ist sehr gut geeignet als temporäres Verbandmaterial unter umgearbeiteten vorhandenen Prothesen und zur Abfederung lokaler Irritationen der Schleimhaut.

Sollen jedoch durch weiche Kunststoffe Druckstellen vermieden werden (Voß 1987), so muss die Schichtdicke des weichen Kunststoffes gezielt festgelegt werden. Eine gleichmäßige Schicht weichen Kunststoffs wird gleichmäßig komprimiert und führt zu keiner Umverteilung der auftretenden Kräfte.

Wird eine Bearbeitung des weichen Kunststoffs notwendig, kommt es zu einer problematischen Verschlechterung der Oberflächenqualität. Die nachträgliche maschinelle Bearbeitung erfordert einen enormen Zeitaufwand und ist mit den beigelegten Werkzeugen nicht praktikabel. Nach dem Bearbeiten ist ein leichtes Ausfransen der Übergänge zwischen PMMA- Basismaterial und MOLLOSIL PLUS® zu beobachten, wobei es schwierig ist, konditionierte und nicht konditionierte Flächen zu unterscheiden. Dabei hilfreich ist der Primer mit Farbindikator, der seit Anfang 2000 zum MOLLOSIL PLUS®- Set gehört. Die Problemzone liegt am Übergang vom unterfütterten und nicht unterfütterten Material. Das Unterfütterungsmaterial konnte oftmals vom Patient "abgerollt" werden.

Es zeichnete sich in der Praxis ab, dass das Material eher für temporäre Versorgungen geeignet ist, da die Qualität der Unterfütterungen nicht der einer laborgefertigten Unterfütterung entspricht. Die Indikation der direkten Unterfütterung ist daher trotz des verbesserten Materials auf die wenigen Fälle zu beschränken, bei denen die Vorteile der einzeitigen Unterfütterung die Qualitätseinbußen der direkten Unterfütterung aufheben.

Ein weiterer Nachteil liegt in der Methode. Auf direktem Weg ist ein Hohllegen der Prothesenbasis, zum Beispiel im Bereich des mittleren harten Gaumens nicht möglich. Dies führt wiederum zu einer Verringerung der Haftung am Tegument.

Die technische Vorbereitung der Prothesen ist im Normalfall nicht nach Anleitung möglich. Eine Schwächung der Prothesenbasis um 1,5 - 2 mm und das Anlegen einer zirkulären Hohlkehle ist nicht in jedem Fall mit der späteren Stabilität der Prothesen vereinbar. Im Extremfall kann es an vorprogrammierten Stellen zu einem Bruch der Prothese kommen.

Materialablösungen wurden nur dort beobachtet, wo das Material zu flach ausläuft und die Materialmindeststärke nicht gewährleistet ist.

Eine Unterfütterung von Prothesen für Einzelzahnersatz mit geringer statischer Festigkeit, stellen somit eine Überschreitung der Indikation dar. Praxisrelevant ist dies bei der temporären Versorgung von Einzelzahnücken während der Einheilphase von Implantaten.

Werkstoffbedingt negativ, wirkt sich die fehlende Erweiterungs- oder Reparaturmöglichkeit aus. Bei etwaiger Rissbildung, Abrissen oder notwendigen Erweiterungen des Zahnersatzes muss stets die gesamte weichbleibende Unterfütterung wiederholt werden.

Der finale Silikonlack verbindet sich nur ungenügend mit der Oberfläche des bearbeiteten Silikons, da es zu keiner chemischen Verbindungen zwischen dem Silikonlack und der einmal ausgehärteten Silikonoberfläche der Unterfütterung kommt. Der gegenwärtig zu MOLLOSIL PLUS[®] angebotene Versiegelungslack ist ein ungefülltes Silikon mit geringerer Eigenfestigkeit als die zu versiegelnden A-Silikone selbst. Die monomeren Ausgangskomponenten werden bei der Polyaddition fast vollständig verknüpft, so dass kaum chemische Bindungsstellen für den aufgetragenen Lack zur Verfügung stehen (Welker 2003). Klinisch zeigt sich das in einem ausgehärteten Lack, der sich leicht vom Unterfütterungsmaterial abziehen lässt.

Beobachtet wurde bei einigen Patienten eine Keimbesiedlung des Silikons. Bei MOLLOSIL PLUS[®] werden beträchtliche Unterschiede in der Belagbildung, sowohl zwischen den Patienten, als auch topographisch und quantitativ beim gleichen Patienten festgestellt. Besonders die Stellen, die nachträglich bearbeitet wurden, zeigten typische Plaqueanlagerungsmuster (siehe Fallbeispiel 4 zu MOLLOSIL PLUS[®]).

Diese nachträgliche maschinelle Bearbeitung erfordert einen enormen Zeitaufwand und erscheint eher praxisfeindlich. Der Zeitaufwand ist mit der ursprünglichen Absicht der chairside- Unterfütterung (rasche Soforthilfe) nicht qualitätsbewusst zu vereinbaren. Anzustreben ist eine primär glatte, durch Speichel/ Schleimhautkontakt ausgeformte Silikonoberfläche. Allerdings ist dies in der Praxis nicht immer zu erreichen. Bei einer mit MUCOPREN SOFT[®] (KETTENBACH) durchgeführten Studie ist dies gehäuft bei direkten Unterfütterungen, weniger bei indirekt durchgeführten Unterfütterungen, aufgetreten (Wöstmann et al. 1999, Kraft et al. 1999).

Das gehäufte Auftreten von Keimbesiedlungen sollte zu einer Beschränkung auf temporäre Unterfütterungen führen. Mäkilä stellte ein erhöhtes Pilzwachstum bereits bei heißpolymerisierten Silikonen (Molloplast B) gegenüber PMMA fest (Mäkilä und Hopsu 1977). Beim Auftreten einer Stomatitis prothetica wurde Candida albicans in 94 % der Fälle

bei den Probanden dieser Studie nachgewiesen (Gröber 2002). Es war zu beobachten, dass die weiche Unterfütterung nur in wenigen Fällen zu einer Besserung einer Prothesenstomatitis führte. Dies ist auch nicht zu erwarten, da zumeist eine multifaktorielle Ätiologie vorliegt (Breustedt 1977, Fuhr und Reiber 1993). Oftmals ist es schwer zu unterscheiden, ob eine Prothesenunverträglichkeit psychogener Natur oder anderer Kausalität zuzuordnen ist.

Die Diagnose einer werkstoffbedingten Prothesenunverträglichkeit ist nur nach bewiesener umfangreicher Differentialdiagnostik zulässig (Welker und Lenz 1997). Auch werden Silikonmaterialien fast immer zu unrecht als Allergen verdächtigt (Klötzer 1990). Insgesamt wurden bei polyadditiven Silikonen nur geringe lokal-entzündliche Reaktionen festgestellt (Klötzer 1990).

Die Firma DETAX empfiehlt in einer der MOLLOSIL PLUS[®] Packung beiliegenden Patienteninformation, Flüssigseife und eine weiche Zahnbürste zur täglichen Prothesenreinigung. Nachts sollte die Prothese aus dem Mund genommen werden, und herkömmliche Prothesenreiniger sollen nicht zur Anwendung kommen.

Neben der Prothesenhygiene durch die Patienten hat fernerhin die Prothese selbst eine besondere Bedeutung bei der Ansammlung von Belägen. Die Hygienisierbarkeit eines Zahnersatzes ist einerseits von seinen Materialeigenschaften und andererseits von seiner Gestalt abhängig. Beide Aspekte tragen zur Erklärung der eigenen Ergebnisse wie folgt bei: Walter fand an Prothesen typische Prädispositionsstellen, wie stark ausgearbeitete Interdentalräume und raue Prothesenbasen (Walter 1986, Walter 1987). Solche Prädispositionsstellen wurden auch auf den mit MOLLOSIL PLUS[®] unterfütterten Prothesen beobachtet. An der Grenze zwischen hartem Prothesenkunststoff und weicher Unterfütterung mit MOLLOSIL PLUS[®] konnte in der überwiegenden Zahl der Fälle kein spaltfreier Übergang hergestellt werden. Diese Stellen fungierten höchstwahrscheinlich als Plaque-Retentionsnischen und könnten an der vermehrten Anlagerung bestimmter Keime, wie für MOLLOSIL PLUS[®] nachgewiesen (Gröber 2002), beteiligt gewesen sein.

Der weichbleibende Unterfütterungskunststoff MOLLOSIL PLUS[®] führte im Gegensatz zu den drei harten Kunststoffen zu keinen bedeutenden Veränderungen der Keimflora auf den Schleimhäuten, ein Verhalten, welches als positiv zu gelten hat. Die Zahl der Mundflora- und Nonfermenterkeime auf den Prothesen wurde von dem A-Silikon ebenfalls nur unwesentlich beeinflusst. Jedoch ließen sich nach einem Monat Tragezeit jeweils signifikant mehr Enterobakterien und Sprosspilze auf den Prothesen nachweisen. Diese Beobachtung stellt aufgrund der potentiellen Pathogenität dieser Keime einen beträchtlichen Nachteil dar (Gröber 2002). Wie frühere Untersuchungen belegen fördern manche der weichbleibenden

Unterfütterungsmaterialien speziell das Wachstum von Candida- Spezies (Wright 1998). Die Ursachen für den häufig anzutreffenden starken Bewuchs der Prothesen mit Hefepilzen (Candida), wird wiederum auf die durch bakterielle Plaques produzierte Säure zurückgeführt (Veeran et al 1989).

Problematisch wurde die Reinigung der Prothesen von den Patienten beschrieben. Die für weichbleibende Materialien empfohlene Reinigung führt häufig zu Oberflächenläsionen (Wilson 1989), da das Material den einwirkenden Kräften nicht standhalten kann. Die Reinigung weichbleibender Kunststoffe stellt generell ein Problem dar (Fuchs 1966, Ruzicka 1988) und ist mitverantwortlich für die verstärkte mikrobielle Besiedelung dieser Materialien (Mäkilä und Hopsu- Havu 1977). Auf dem Markt sind verschiedenste chemische Prothesenreinigungsmittel. Deren Effektivität bezüglich der Reduzierung von mikrobiellen Belägen ist sehr unterschiedlich. Sie verursachen oftmals eine Schädigung der Kunststoffoberfläche (Nikawa 1998, Ruzicka und Eder 1988, Wilson und Harvey 1989). NIKAWA et al. (1994,1995) kamen nach Untersuchung verschiedener weichbleibender Materialien und chemischer Reiniger zu dem Ergebnis, dass bei der Auswahl eines chemischen Prothesenreinigers insbesondere dessen Kompatibilität mit dem Material des Zahnersatzes zu berücksichtigen ist. DETAX entwickelte aus diesem Grunde mit der Sprühlösung „good morning spray“ einen antimikrobiell wirksamen Reiniger auf Chlorhexidin- Basis speziell für ihr Unterfütterungsmaterial (F3).

Trotz der genannten Nachteile ist mit MOLLOSIL PLUS[®], wenn auch nicht in jedem Fall, eine schnelle laborunabhängige Versorgung mit einem akzeptablen Ergebnis möglich. Eine zeitraubende Modellherstellung entfällt. Im Mund kann sofort nachgeprüft werden, ob die Veränderung am Zahnersatz erfolgreich war, oder ob sie eventuell wiederholt werden muss.

9.2.2. Klinische Erfahrungen mit UFI GEL HARD und UFI GEL HARD C

Im zahnmedizinischen Schrifttum und nach den gängigen Lehrmeinungen wird der angestrebte Zustand von Prothesenbasen vor ihrer Eingliederung und der Weg, wie dieser Zustand zu erreichen ist, unterschiedlich beschrieben. Nach überwiegender Meinung ist eine glatte Prothesenunterfläche anzustreben. Dies wird insbesondere für labortechnisch gefertigte Prothesen gefordert, während dies für direkte Unterfütterungen nicht explizit betont wird, da in diesem Fall diese Forderung schwieriger zu erfüllen ist. Üblicherweise ist die mechanische Politur der abschließende Schritt des Oberflächenfinish zahnärztlicher Werkstoffe. Sie setzt eine *Bearbeitung* voraus, die teilweise einen Abtrag an Substanz bewirken soll (Korrekturen),

aber stets, auch dann, wenn dies nicht der eigentliche Sinn des Arbeitsschrittes ist, eine Konturveränderung bewirkt. Die *Politur* selbst soll ohne merkliche Konturveränderung nur noch glätten.

Im Fall der Prothese mit komplizierter Geometrie ist die Zugänglichkeit von rotierenden Werkzeugen eingeschränkt und es besteht die hohe Wahrscheinlichkeit, dass in unterschiedlichen Arealen ein ungleichmäßiger Abtrag entsteht, der die Funktion und den Prothesenhalt (kapillarer Spalt) beeinträchtigt oder zunichte macht. Deshalb wird die glatte Unterfläche einer Prothese primär über eine Entprofilierung und sorgfältige Isolierung des Modells (Isoliermittel als Porenfüller) angestrebt. Dies ist bei einer direkten Unterfütterung nicht möglich.

Insofern sind mit UFI GEL HARD® und UFI GEL HARD C® im Mund gegen die speichelfeuchte Schleimhaut unterfütterte Prothesen mit einer ungünstigeren Oberflächen-Mikrostruktur in die Untersuchung gegangen, allerdings entsprechend den von VOCO beschriebenen tatsächlichen Praxisbedingungen. Offenbar hat das aber bei UFI GEL HARD® keine relevanten Folgen gehabt, dagegen bei UFI GEL HARD C®. Der Grund für diesen Unterschied ist in der Komposition der Kunststoffe zu suchen. Auch ist zu bemerken, dass in der Literatur von Seiten anderer Autoren die Länge der Tragezeit von Unterfütterungen bisher nicht berücksichtigt wurde. Die Prothesenstomatitiden unter UFI GEL HARD C® traten erst nach einer gewissen Tragezeit auf und sind kein Sofortereignis, das mit der Kunststoffchemie in Zusammenhang stünde. Sie sind das Ergebnis einer indirekten Werkstoffwirkung (Welker 1996), ein Strukturproblem.

Die genaue Ätiologie der Prothesenstomatitis bei Prothesenträgern ist bisher noch unklar (Wilson 1998). Vorrangig werden mechanische und mikrobielle Irritationen der Mundschleimhaut für die Entzündung verantwortlich gemacht (Breustedt 1977, Butz-Jørgensen 1975, Welker und Lenz 1975, Wilson 1989). Die raue Prothesenoberfläche würde das vermehrte Auftreten von Prothesenstomatitiden bei den Patienten mit Unterfütterungen aus UFI GEL HARD C® erklären. Die Beobachtung, dass UFI GEL HARD C® eine besonders raue, inhomogene und schmierige Oberfläche unmittelbar nach der Polymerisation besitzt, wurde sowohl an den Unterfütterungen in der zahnärztlichen Praxis als auch an den Prüfkörpern der experimentellen Versuche gemacht.

Die Retention harter und weicher Beläge wird weiterhin durch Schlagpolitur und zu stark ausgeprägte Modellation der *Juga alveolaris* begünstigt (Fuhr und Reiber 1993). Bei anamnestischen Vorliegen einer Prothesenstomatitis sollten durch eine gezielte Gestaltung der Prothesenform Prädilektionsstellen für mikrobielle Plaque vermieden werden. Konvexen

hochglanzpolierten Prothesenaußenflächen und geschlossenen Interdentalräumen sollte der Vorzug gegeben werden vor detailliert ausgearbeiteten, schlagpolierten Prothesenoberflächen (Breustedt 1977).

Die Ergebnisse der klinischen Studie zur Prothesenstomatitis konnten die Zusammenhänge erhärten, dass unzureichende Prothesenhygiene und eine raue Oberfläche die Entwicklung einer Prothesenstomatitis fördern. Parallel dazu erhöhten sich die Zahlen an *C. albicans* (Gröber 2002). Bei UFI GEL HARD® kam es auf den Prothesen und Schleimhäuten jeweils zu einer Abnahme der Mundflora und einer Zunahme der Enterobakterien - beides *ungünstige Entwicklungen*. Die Nonfermenter und Sprosspilze blieben relativ unbeeinflusst. UFI GEL HARD C® führte auf den Schleimhäuten zunächst zu einer Reduzierung und im folgenden wieder zu einer Zunahme der Mundflora. Auf den Prothesen verschob sich die Keimflora von hohen Anteilen Enterobakterien zu hohen Anteilen an Nonfermentern. Die Zahlen der Sprosspilze wurden bei den DMA- Kunststoffen kaum verändert.

UFI GEL HARD® ist laut Herstellerangaben ebenso wie UFI GEL HARD C® empfindlich gegenüber Luftsauerstoff. Die Oberfläche von UFI GEL HARD war aber nach eigenen Beobachtungen in den meisten Fällen glatt und ohne besondere Mängel. Daher liegt die Ursache für die Oberflächenbeschaffenheit des UFI GEL HARD C® in der Zusammensetzung des Materials als Komposit. YATABE untersuchte die unpolymersierte Schicht bei 6 verschiedenen direkten Unterfütterungsmaterialien. Dabei wurde festgestellt, dass die Stärke der nicht polymerisierten Schicht signifikant verringert werden kann durch eine höhere Umgebungstemperatur bei der Polymerisation, niedrigen Sauerstoffgehalt und ein verändertes Pulver/ Flüssigkeit- Verhältnis. KATO empfiehlt nach der intraoralen Härtung von Unterfütterungsmaterialien auf Diacrylatbasis (Tokuyama Rebase 2) für das Ausbilden einer festen Prothesenoberfläche das Aushärten in einem 40 – 50° C warmen Wasserbad, das einen Komposithärter enthält (Kato et al. 2004). Nachdem die nichtaushärtende Inhibitionsschicht während der durchgeführten Studie wahrgenommen wurde, sind alle mit UFI GEL HARD C® unterfütterten Prothesen noch jeweils für 5 Minuten in einem Polymerisationstopf mit 40° C warmen Wasser „nachgehärtet“ worden. Die Sauerstoffinhibitionsschicht wurde dadurch nicht entfernt. Der Versuch der Entfernung der Layer mit Hilfe von Äthanol führte lediglich zu einer weißlichen Verschmierung der Oberfläche (siehe Abb. 59).

Die technische Durchführung der Unterfütterungen gestaltete sich nicht immer einfach. Zum Beispiel kann es bei der Unterfütterung von Unterschnitten zu Problemen bei der Entfernung der ausgehärteten Arbeit kommen. Die Arbeit kann bereits nach 5 Minuten nicht mehr aus

dem Mund entfernt werden. Ein eventuelles Zerstören der Prothese muss als ultimo ratio in Betracht gezogen werden. Starke Unterschnitte müssen vor einer Unterfütterung erkannt werden, und gelten als Kontraindikation für die direkte Unterfütterung. Es erweist sich als schwierig, den Zeitpunkt zwischen der elastischen und plastischen Phase des Werkstoffes zu finden. Er hängt sehr von der Dosierung und der Verarbeitungstemperatur ab. Es ist schwierig und erfordert viel Übung, bei partiellen Prothesen akzeptable Ergebnisse mit UFI GEL HARD® und UFI GEL HARD C® zu erzielen.

9.2.3. Verfärbungen der Werkstoffe

Die Prothesen sind im Mund vielfältigen Einflüssen ausgesetzt, die auf das Farbverhalten einen erheblichen Einfluß haben. POLYZOIS stellte Verfärbungen bei 6 licht- härtenden direkten Prothesenunterfütterungskunststoffen nach Exposition von Färbelösungen fest, wobei von Tee eine höhere Verfärbung ausging als von Kaffee (Polyzois 1999). Eine solche Verfärbungsneigung durch oral wirksamen Farbstoffe konnten auch für die DMA-Kunststoffe UFI GEL HARD® und UFI GEL HARD C® sowie das Silikon MOLLOSIL PLUS® bestätigt werden. Von Seiten der Patienten wurde die Farbbeständigkeit im Bezug auf den vorhandenen Zahnersatz allerdings nicht bemängelt.

Im Gegensatz zu Epithesen spielt die Farbbeständigkeit im nicht sichtbaren Bereich der Prothesenbasis keine dominierende Rolle (Lorenz 2003). Der Ausgangsfarbtone der getesteten Werkstoffe sollte aber bei der Auswahl des Unterfütterungswerkstoffes mit beachtet werden, da keine abgestuften Farbtöne der beschriebenen Werkstoffe verfügbar sind. Die Verfügbarkeit der neuen Unterfütterungsmaterialien in farblichen Abstufungen wäre wünschenswert, um verschiedenartige PMMA- Prothesenwerkstoffe imitieren zu können.

Der Farbvergleich mit der Ausgangsprobe war sehr schwer zu qualifizieren, da durch die Transparenz der Unterfütterungskunststoffe die Farbe der darunter befindlichen PMMA-Basiswerkstoffe abzeichnete. Außerdem konnte trotz dunkler Lagerung nicht ausgeschlossen werden, dass sich die Null-Proben ebenfalls verfärben.

Verfärbte Reste von UFI GEL HARD® wurden auf den unterfütterten Prothesen erst nach einer gewissen Zeit im Mund sichtbar. Die Isolierung der Prothesenteile, die nicht unterfüttert werden sollen, ist zu empfehlen. Dazu kann Vaseline verwendet werden. Dadurch ist ein Abtrennen der Anteile, die über den konditionierten Rand gedrückt werden, möglich.

Farbveränderungen von Prothesen können ihre Ursache auch in größeren Oberflächenrauigkeiten und Porositäten haben (Welker 1998). Nachträglich bearbeitete Stellen im MOLLOSIL PLUS[®] neigten in besonderem Maße zu exogenen Verfärbungen.

Aus den subjektiven klinischen Beobachtungen heraus wurde ersichtlich, dass Unebenheiten an der Kunststoffoberfläche zwar die Ästhetik von Prothesen verbessern können, sie erhöhen aber auch das Risiko der Oberflächenverfärbung (Lorenz 2003). Solche oberflächlichen Verfärbungen können jedoch zumeist wegpoliert werden (Schwickerath 1977). Dies ist aber nur bei harten Unterfütterungskunststoffen möglich. Allerdings können sich die Verfärbungen auch durch das Einsickern von Farbstoffen in Porositäten und Risse manifestieren (Schwickerath 1977). Es hat sich gezeigt, dass Porosität nicht die einzige Ursache für Verfärbung ist.

Ungünstiger sind endogene Farbveränderungen. Bei UFI GEL HARD C[®] und UFI GEL HARD[®] kam es im Laufe des klinischen Einsatzes zu einer Gelbverfärbung. Dies deckt sich mit Ergebnissen, nach Bestrahlung mit UV-Licht im in-vitro- Versuch (Güntzer und Wohlfahrt 2003). Aus dieser Tatsache lässt sich schließen, dass als Initiatoren tertiäre Amine in den Materialien Verwendung finden (Janda 1996). Tertiäre Amine erwiesen sich in der Vergangenheit als chemisch nicht stabil. Neuere farbstabilere Initiatorsysteme basieren auf Barbitursäureestern. Es ist zu empfehlen, dass der Hersteller im Sinne einer Materialoptimierung das derzeitige Initiatorsystemen gegen ein farbstabiles austauscht.

Da bei WEITUR PRESS[®] keine Verfärbung nachgewiesen werden konnte, ist anzunehmen, dass das Katalysatorsystem stabil ist.

Die visuelle Bewertung der Verfärbung geschah subjektiv. Eine objektive Meßmethode wäre wünschenswert, um vergleichbare Ergebnisse zu erreichen. Geräte, die zur Farbbestimmung von Zähnen bereits eingesetzt werden, könnten durch eine geeignete Software auch für den Spektralbereich der Prothesenbasis eingesetzt werden. Ein Versuch, die Proben mit einem farbmtrischen Meßgerät (SHOFU Dental shade Eyes -Ex) zu erfassen, scheiterte, da sich das erfasste Farbspektrum nur über die VITA (A1 – D4) Lumin- Vakuum Farbskala erstreckt. Eine Erfassung von Wellenlängen außerhalb dieses Bereiches war mit diesem Gerät nicht möglich.

9.3. Diskussion der Ergebnisse der experimentellen Studie

9.3.1. Der Verbund von Silikonmaterialien zu PMMA

Mit speziellen Lösungsmittel- Polymer- Primern ist eine chemische Anbindung von weichen Kunststoffen auf A-Silikonbasis an PMMA- Oberflächen möglich (Göbel und Welker 2001). Bei MOLLOSIL PLUS® kam es zum Reißen im Silikonmaterial. Damit stellt das Verbundsystem von MOLLOSIL PLUS® einen hervorragenden Haftverbund zwischen PMMA und dem Silikon her. Auch andere Untersuchungen (Wöstmann et al. 1999) charakterisieren die Silikone sowohl durch eine hohe Verbundfestigkeit zum PMMA, als auch durch eine hohe Reißfestigkeit.

Mit beim Scherversuch gemessenen Haftfestigkeiten zwischen 47 – 61 N/cm² bleiben die bei MOLLOSIL PLUS®, UFI GEL C® und MUCOPREN SOFT® gemessenen Größen weit unter den Werten von 220 N/cm² bei der reinen Scher- Haftfestigkeitsmessung zurück. (Göbel und Welker 2001). WÖSTMANN erzielte für MUCOPREN SOFT® eine vergleichbare Verbundfestigkeit von 1,90 N/mm² (Wöstmann et al. 1999). Die darunter liegenden Werte für den Schälversuch sind Ausdruck für die extremen Kräfte, welche aber den klinischen Verhältnissen nahe kommen.

Werden diese Ergebnisse aber der Zugfestigkeit (Arndt 2002) derselben Silikone gegenübergestellt, so kann geschlussfolgert werden, dass bedingt durch die geringen kohäsiven Kräfte in MOLLOSIL PLUS®, es zum Riss im Silikon und somit zum kohäsiven Bruch auch im Verbund zum PMMA kommen kann. Die Verbundfestigkeit wird begrenzt durch die Reißfestigkeit des Silikons. Die erforderliche mittlere Trennkraft im Zugversuch am Silikon- PMMA- Verbund beträgt bei einer Kontaktfläche von 5 mm² bei MOLLOSIL PLUS® 13,1 N, bei UFI GEL C® 17,7 N und bei MUCOPREN SOFT® 24,4 N.

9.3.2. Die Oberflächenqualität der untersuchten Kunststoffe nach Bearbeitung

Eine nachträgliche Bearbeitung von weichen Kunststoffen stellt nach wie vor eine Herausforderung an Werkzeug und Ausführende dar. Trotz neuer Werkzeuge kann die Oberflächenbearbeitung dieser Werkstoffe aufgrund der elastischen Eigenschaften nicht zur vollen Zufriedenheit in der Praxis durchgeführt werden.

Der Schwellenwert, bei dem die Adhärenz von Plaque nicht mehr beobachtet wurde liegt bei einer Rauigkeit (R_a) von weniger als 0,2 μm (Zissis et al. 2000). Dieser Wert sollte

idealerweise erreicht werden. Durch eine nachträgliche Bearbeitung ist keine akzeptable Oberflächenqualität zu erzielen. Dies deckt sich mit Ergebnissen anderer Oberflächenbearbeitungsstudien (Welker et al. 2003)

Bei WEITUR PRESS® als PMMA wurden mit der altbewährten Arbeitsfolge der Polierstrecke für Prothesenkunststoffe erwartungsgemäß die besten Werte erzielt. Mit R_a 0,01 und R_t 0,03 μm wurden mit der Werkzeugkombination Silikonpolierer grob, Silikonpolierer fein, und Hochglanzschwabbel optimale Werte erreicht.

Die Optimierung der Oberflächen stellt bei direkten Unterfütterungen ein noch nicht geklärtes Problem dar. Nach überwiegender Lehrmeinung ist eine glatte Prothesenunterfläche anzustreben (Marxkors 1991, Meiners 2000, Oehring et al. 1992). Dies wird für laborgefertigte Prothesen, jedoch nicht für direkte Unterfütterungen gefordert. Üblicherweise ist die mechanische Politur der letzte Schritt in der Oberflächenbearbeitung zahnärztlicher Werkstoffe. Die Politur soll ohne merkliche Konturveränderung nur noch glätten. Dies ist bei der komplizierten Geometrie und den konkaven und damit für rotierende Instrumente schwer zugängliche Stellen einer Prothesenbasis schwer möglich. Es besteht die hohe Wahrscheinlichkeit, dass in unterschiedlichen Arealen ein ungleichmäßiger Abtrag entsteht, der die Funktion und den Prothesenhalt beeinträchtigt oder zunichte macht. Die gängigen Lehrmeinungen zur Bearbeitung der Unterfütterungen, speziell der direkten Unterfütterung sind unterschiedlich. Nach der überwiegenden Lehrmeinung (Marxkors 1991, Staegemann 1990, Kasiske et al. 1987, Fuhr und Reiber 1993) darf die Unterseite einer Prothese bzw. Unterfütterung nicht verändert werden. MARXKORS betont, dass auch eine Politur mit messbaren Gewichtsverlust, also Formveränderung, einher geht (Marxkors 1988, 1991). Er empfiehlt daher keine oder höchstens eine minimale Ausarbeitung und Politur der Prothesenunterfläche. Da die komplizierte Gestalt der Prothesenbasis ein gleichmäßiges Abtragen über die ganze Fläche unmöglich macht, besteht die Gefahr, dass durch eine stärkere Politur Veränderungen in der Geometrie der Prothesenbasis entstehen. Nach seiner Meinung kommt es bei der Anfertigung neuer Prothesen und auch bei Unterfütterungen darauf an, in der Technologiekette Abformung- Modell- Kunststoff die Wiedergabe der Feinstruktur der Schleimhautoberfläche zu unterdrücken, damit die Prothesenbasis nach der Polymerisation schon so weit entprofiliert ist, dass die Anwendung abradierender Poliermittel überflüssig wird. Die Hochglanzpolitur der Basisfläche mit der Schwabbel ist zwar notwendig, muss aber mit Zartgefühl vorgenommen und insgesamt sehr spärlich eingesetzt werden. Eine glatte Oberfläche soll bereits mit dem Situationsabdruck erzielt werden (Marxkors und Meiners 1988). Das Prinzip der primären Entprofilierung lässt sich bei

direkten Unterfütterungen nicht umsetzen. MUSIL empfiehlt, das schleimhautseitige Profil der Prothesenbasis durch die Wahl verschiedener Abformmaterialien zu beeinflussen und bemerkt gleichzeitig, dass diese Möglichkeit bei direkter Versorgung (Unterfütterung) ausscheidet (Breustedt et al. 1991). STAEGEMANN fordert eine strukturvereinfachte und spiegelglatte Basisfläche bei jeder Prothesenbasis (Staegemann 1990). Diese zwei Forderungen sind bei einer direkten Abformung (Unterfütterung) nur äußerst schwierig oder kaum zu erfüllen, weshalb diesbezügliche Maßnahmen in der Praxis unterbleiben. Nach KASISKE und LANGE ist die Basisfläche einer laborgefertigten Unterfütterung das Negativbild der Modelloberfläche, deren Qualität von der Güte der Oberfläche der Gipsmodelle abhängig ist (Kasiske und Lange 1987). Sie empfehlen eine lediglich leichte „Anpolitur“ ohne Substanzverlust und eine Daumenprobe als Qualitätskontrolle im Labor. Um Funktionalität und Lagestabilität der Prothese zu sichern, fordern auch FUHR und REIBER eine größtmögliche Kongruenz zwischen Tegument und Prothesenunterseite. Die Relieftreue im mikroskopischen Bereich ist jedoch wegen der zu erwartenden Mikrotraumatisierung zu vermeiden. Entprofilierungen werden, neben der Wahl geeigneter Abformmaterialien, erreicht durch die Isolierung der Gipsmodelle im Labor. Eine weitere Bearbeitung nach dem Ausbetten der Prothesen sollte entfallen, um den Funktionsrand nicht zu beeinträchtigen (Fuhr und Reiber 1993).

Da die überwiegende Lehrmeinung eine Politur der Basisfläche bei direkten Unterfütterungen nicht ausdrücklich betont, wurde in der klinischen Studie bei den direkten harten Unterfütterungen nur der Funktionsrand poliert. Die der Schleimhaut zugewandte Seite wurde weitestgehend belassen, nur mit einer leichten Überpolitur versehen.

9.3.3. Die Oberflächenqualität der untersuchten Kunststoffe ohne Bearbeitung

Ohne eine Bearbeitung der Silikone können optimale Oberflächenwerte in direkter Abformung erzielt werden. Die Oberflächenrauigkeit von weichbleibenden Unterfütterungsmaterialien wurde auch in In-vitro-Studien mit 0,7 – 3,5 µm gemessen (Zissis et al. 2000).

Nach Polymerisation im Kontakt mit der Schleimhaut ohne Nachbearbeitung wurde bei UFI GEL HARD C[®] ein R_a-Wert von 5,25 µm ermittelt. Dadurch sind die im klinischen Teil beobachteten starken Zahnsteinanlagerungen zu erklären. Die Oberflächerrauigkeit bei UFI GEL HARD[®] lag mit 4,25 µm einen Mikrometer unter der Rauigkeit von UFI GEL HARD C[®]. Klinisch wurden aber nicht die massiven Einlagerungen von Zahnstein beobachtet.

Offenbar gibt es also mikroskopisch feinere Unterschiede, die im Füllstoffgehalt zu suchen sind und sich auf den REM-Bildern (Abbildung 81 und Abb. 82) zeigen.

Vorschläge zu einer alternativen Bearbeitung und Behandlung der Oberfläche von UFI GEL HARD C[®] wurden bereits an anderer Stelle erarbeitet (Wohlfahrt und Güntzer 2003). In dieser Studie wird für die Bearbeitung von UFI GEL HARD C[®] und UFI GEL HARD[®] eine Super Snap Polierscheibe angeraten. Dadurch konnten bessere Ergebnisse als mit der in der vorliegenden Studie praktizierten Werkzeugabfolge erzielt werden. Allerdings erscheint diese Empfehlung für die Praxis nicht relevant, da die Werkzeuggeometrie die Verwendung begrenzt und da es diese Werkzeuge zur Zeit nur als Polierscheibe für Winkelstücke gibt. Außerdem sind die schlechteren Standzeiten dieser Werkzeuge gegenüber der klassischen Polierstrecke kürzer (Welker et al 2003). Hier besteht also Entwicklungsbedarf.

UFI GEL HARD C[®] kann aufgrund der ungenügender Oberflächenstruktur nicht für die Praxis empfohlen werden. Eine exakte Auskunft über die verwendeten Füllstoffe wurde von Seiten des Herstellers nicht gegeben. Eine verbindliche Pflicht zur Deklaration besteht allerdings auch nach dem Medizinproduktegesetz nicht. Somit trägt der Zahnarzt gegenüber dem Patienten die gesamte Verantwortung nach der Eingliederung des Zahnersatzes, obwohl ihm die Zusammensetzung häufig nicht oder nur unzureichend bekannt gegeben wird.

Zudem werden oftmals geänderte Materialien unter demselben Handelsnamen vertrieben (Klötzer 1990). Zum Beispiel wurde im Vorfeld der Studie kein Unterschied zwischen UFI GEL HARD C[®] und UFI GEL HARD[®] erwartet, da es sich nach Firmeninformation lediglich um eine Verbesserung der Applikationsform handelte. Erst die klinische Verwendung und die werkstoffkundlichen Untersuchung ließen die Unterschiede zu Tage treten und stellten den Einsatz von UFI GEL HARD C[®] in Frage. Vor diesem Hintergrund ist die Forderung umfassender Biomaterialprüfung zu unterstreichen, um Schäden sowohl beim Patienten als auch beim Zahnarzt und seinem Personal sicher zu vermeiden (Klötzer 1990).

Kritisch zu bewerten sind in diesem Zusammenhang die in zahnärztlichen Zeitschriften veröffentlichten „firmeninduzierten Anwenderberichte“, die keine Verlaufskontrolle der vorgestellten Arbeiten aus neuen Werkstoffen beinhalten (Firla 2001, Eimer 1997). Direkt nach dem Auftreten der Probleme mit UFI GEL HARD C[®] wurde VOCO über die Beobachtungen unterrichtet (Otto und Welker 2000).

10. Schlussfolgerungen

Mit den direkt applizierbaren ADS - Unterfütterungsmaterial MOLLOSIL PLUS[®] wird dem Zahnarzt ein Material in die Hand gegeben, welches das Spektrum der in der Praxis eingesetzten Materialien sinnvoll ergänzt. Das Material ist gut geeignet für eine chairside Unterfütterung. Allgemein ist aber festzustellen, dass die Indikation der weichbleibenden Unterfütterung gut abgewogen werden sollte. Die Fehlermöglichkeiten bei der praktischen Durchführung sind sehr vielfältig, und es ist nur mit viel Erfahrung und Übung möglich, zufriedenstellende Unterfütterungen im direkten Verfahren zu erhalten. Die klinische Studie zeigte allerdings, dass auch neuere weichbleibende Unterfütterungsmaterialien auf A-Silikon-Basis mit dem Nachteil einer deutlichen Plaqueadhärenz behaftet sind. Dies begrenzt die Verweildauer.

Die Einzeitigkeit der direkten Unterfütterung ist ein Grund, das Material in Fällen zu verwenden, wo es eher auf eine schnelle laborunabhängige Änderung der lokalen Verhältnisse ankommt. Die zeitlichen Vorteile der direkten harten und auch weichbleibenden Unterfütterungen werden zum größten Teil durch die aufwändige Nachbearbeitung wieder eliminiert.

Wird die Indikation zu einer weichbleibenden Unterfütterung gestellt, so sollte nur in Ausnahmefällen die direkte Unterfütterung gewählt werden, da eine primäre Formgebung durch die Abformung nicht gewährleistet ist. Diese jedoch ist Voraussetzung für eine glatte homogene Oberfläche der Silikonmaterialien.

Eine nachträgliche Bearbeitung weichbleibender Kunststoffe sollte nach Möglichkeit vermieden werden. Die Nachbearbeitung mit Hilfe rotierender Instrumente führt zu schlechteren Oberflächenkennwerten als die Abformung gegen die speichelfeuchte Schleimhaut.

Direkte Unterfütterungen mit dem neuen Komposit-Unterfütterungskunststoff auf DMA/PDMA-Basis fördern bedingt durch die ungünstige Oberflächenqualität, die Entstehung bzw. das Fortbestehen einer Stomatitis prothetica.

Von den geprüften direkten Unterfütterungskunststoffen kann nur der harte Kunststoff UFI GEL HARD[®] für die Praxis empfohlen werden.

Die mit der Verarbeitung in Zusammenhang zu bringende fehlende Verdichtung von UFI GEL HARD C[®] und UFI GEL HARD[®], sowie die ungenügende Oberflächenqualität des Komposits hebt die zeitlichen Vorteile der direkten Methoden auf.

Es wird empfohlen bei der Verwendung von UFI GEL HARD C[®] eine Politur nach einem konkreten Polierschema durchzuführen, da eine Belassung unpolierter Oberflächen zur Schleimhaut ebenfalls die Möglichkeit der Entstehung von Prothesenstomatitis in sich birgt.

Kann in einer Praxis nach Unterfütterung nicht komplett poliert werden, ist auf UFI GEL HARD[®] auszuweichen und UFI GEL HARD C[®] nicht einzusetzen. Die Politur von UFI GEL HARD C[®] und UFI GEL HARD[®] benötigt, um rationell ablaufen zu können, eine laborgestützte Polierstrecke.

Direkte aushärtende Unterfütterungen, auch solche mit UFI GEL HARD[®] und UFI GEL HARD C[®], sollten deshalb nur als temporäre Maßnahmen vorgenommen werden.

Direkte aushärtende Unterfütterungen sollten nur bei Patienten, bei denen das mikrobiologische Gleichgewicht der Mundflora nicht gestört ist, durchgeführt werden.

Bei einer bereits vorliegenden Stomatitis ist eine direkte Unterfütterung mit harten, und auch weichbleibenden Unterfütterungen kontraindiziert. Eine Ausheilung bestehender Schleimhautirritationen kann dadurch nicht erwartet werden.

Da durch eine großflächige, abtragende Politur und Entprofilierung eine Gestaltänderung der kontaktierenden Prothesenseite zur Schleimhaut nicht ausgeschlossen werden kann, ist die angestrebte Verbesserung von Sitz und Funktion der Prothese bei direkter Unterfütterung mit UFI GEL HARD[®] und UFI GEL HARD C[®] mit anschließender Politur in Frage gestellt.

Der Prothesenkunststoff WEITUR PRESS[®] überzeugte mit seinen günstigen Ergebnissen, welche den Anforderungen an einen Kunststoff entsprachen. Daher ist dieser Prothesenkunststoff der vorteilhafteste der geprüften Kunststoffe dieser Studie. Gleiche Ergebnisse wie nach einer Neueingliederung lassen sich annähernd gut nur durch indirekte Unterfütterungen mit PMMA erzielen. Durch Neueingliederung von Prothesen verbessern sich offensichtlich die hygienischen Verhältnisse grundlegend. Neue Prothesen aus PMMA können ebenfalls zum Abklingen einer Stomatitis prothetica beitragen. Eine Neuanfertigung von Zahnersatz ist aus werkstoffkundlicher Sicht einer Angleichung des Tegumentes mittels Unterfütterung jedoch stets vorzuziehen.

11. Literaturverzeichnis

11.1. Wissenschaftliche Literatur

1. Arnd S. 2002. Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen von weichbleibenden Unterfütterungskunststoffen [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
2. Bawendi B, Schaal KP, Thingo ME. 1975. Die Keimretention und Keimpenetration an Prüfkörpern und Gaumenplatten aus Paladon 65[®] und Palapress[®] in Abhängigkeit von der Verarbeitung. Dtsch Zahnärztl Z, 30: 157-160.
3. Bickel M, Geering AH. 1982. Zur bakteriellen Besiedelung der Prothesenbasis. Schweiz Monatsschr Zahnheilkd, 92: 741-745.
4. Blatterfein L, Payne H. 1987. Denture plaque and palatal mucosa in denture stomatitis: Scanning electronic microscopic and microbiologic study. J Prosthet Dent, 57: 581–586.
5. Braun, I. 2000. Produktinformation der Firma VOCO.
6. Breustedt A, Schubert R. 1977. Ätiologie der Prothesenstomatitis aus gerostomatologischer Sicht, Stomatol DDR 27: 475-481.
7. Breustedt A, Lenz E. 1984. Stomatologische Werkstoffkunde. Leipzig: Barth.
8. Breustedt A. 1991. Prothetische Betreuung des zahnlosen Patienten. In: Breustedt A, Lenz E, Musil R, Staegemann G, Taege F, Weiskopf J. Prothetik. 3. Aufl. Leipzig: Barth.
9. Brown D. 1988. Resilient soft liners and tissue conditioners. Br Dent J, 164: 357-360.
10. Budtz- Jørgensen E, Stenderup A, Grabowski M. (1975). An epidemiologic study of yeasts in elderly denture wearers. Oral Epidemiol, 3: 115–119
11. Davenport JC. 1970. The oral distribution of candida in denture stomatitis. Br Dent J, 129: 151-156.
12. Davenport JC, Wilson HJ. 1986. The compatibility of soft lining materials and denture cleansers. Br Dent J, 161: 13 – 17.
13. Eimer U. 1997. Dauerhaft weichbleibende Direkt–Unterfütterung auf Silikonbasis. Dentspiegel 4: 123-124.
14. Elss S, Przyborowski R. 1969. Ein Beitrag zum Problem der bakteriellen Besiedlung von Kunststoffprothesen. Dtsch Stomatol, 19: 272-283.
15. Firla M. 2001. PUMA soft - Dauerhaft weichbleibendes Prothesenunterfütterungsmaterial auf A-Silikonbasis. Dentspiegel, 3: 168–170.

16. Fuchs P. 1966. Der Keimgehalt weichbleibender Kunststoffe. Dtsch Zahnärztl Z, 21: 163-167.
 17. Fuhr K, Reiber T. 1993. Die Totalprothese. München, Wien, Baltimore: Urban und Schwarzenberg.
 18. Gates WD, Goldschmidt M, Kramer D. 1998. Microbial contamination in four commercially available denture adhesives. J Prosthet Dent, 71: 154–158.
 19. Göbel R; Welker D, Hinz M. 2000. Verbunde weicher Kunststoffe auf A-Silikon-Basis zu harten Kunststoffen (PMMA) und Legierungen. In: Renk A.; Wieselmann-Penkner K, (Hrsg.): Werkstoffe in der Kiefer-Gesichts-Prothetik . Kombinierte Mittelgesichtsdefekte und deren Versorgung. Graz: Verlag der Gesellschaft für Prothetik und chirurgische Epithetik, S. 106-111.
 20. Göbel R, Welker D. 2001. Verbunde weicher Kunststoffe. Quintessenz Zahntech, 27(4): 441-444.
 21. Gröber S. 2002. Experimentelle und klinische Untersuchungen zur mikrobiellen Besiedlung weichbleibender und harter Unterfütterungskunststoffe [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
 22. Gristina AG. 1987. Biomaterial- centered infection: microbial adhesion versus tissue integration. Science, 237: 1588-1595.
 23. Haneke E. 1980: Zungen- und Schleimhautbrennen. München, Wien: Hanser.
 24. Herrmann HW. 1981. Weichbleibende Kunststoffe. In: Eichner, K (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 4. Aufl. Heidelberg: Hüthig.
 25. Hinz M, Göbel R, Welker D. 2000. Weiche Kunststoffe für Prothetik und Epithetik. Quintessenz Zahntech, 26: 493-499.
 26. Hirasawa T, Hirabayashi S. 1989. Ein Überblick über die verschiedenen Prothesen-Unterfütterungsmaterialien und ihre Klassifizierung aus materialwissenschaftlicher Sicht (I). Quintessenz Zahntech, 15: 1421-1431.
 27. Hirasawa T, Hirabayashi S. 1990. Ein Überblick über die verschiedenen Prothesen-Unterfütterungsmaterialien und ihre Klassifizierung aus materialwissenschaftlicher Sicht (II). Quintessenz Zahntech, 16: 59-73.
 28. Hulterström M 1981. Moderne Epithesenwerkstoffe. Quintessenz Zahntech, 31: 539-547.
 29. Kato T, Sato T, Hirano A. 2004. Damit die Dritten besser haften, ZWP, 1+2: 116–120.
 30. Kasiske K, Lange KP, Ullrich K. 1987. Die totale Prothese. Leipzig: Barth.
-

31. Kazanji MNM, Watkinson AC. 1988. Soft lining materials: their absorption of, and solubility in, artificial saliva.. Br Dent J, 165: 91-94.
 32. Klötzer WT.1975. Prüfung der biologischen Reaktionen der lebenden Gewebe auf zahnärztliche Kunststoffe. Dtsch Zahnärztl Z, 30: 126–131.
 33. Klötzer WT, Reuling N.1990. Biokompatibilität zahnärztlicher Materialien. Teil II. Materialien mit Schleimhautkontakt. Dtsch Zahnärztl Z,45: 437–442
 34. Körber E. 1978. Die zahnärztlich prothetische Versorgung des älteren Menschen. München, Wien: Hanser.
 35. Körber K. 1993. Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. Stuttgart, New York: Thieme.
 36. Krillke M. 2003. Auffüllen eines Sekundärteiles im Cover-denture mit UFI GEL HARD C. Dentalspiegel,1: 34 –35.
 37. Kuck M. 1954. Die physiologische Prothese im zahnlosen Unterkiefer. Dtsch Zahnärztl Z, 9: 1352-1359.
 38. Künzel W. 1990. Gerostomatologie, Referate einer epidemiologischen Tagung. Berlin, Chicago, London: Quintessenz.
 39. Künzel W, (Hrsg.) 1994. Multinationale Studie zur Ermittlung des gerostomatologischen Behandlungsbedarfes Ergebnisse und Empfehlungen. WHO Kollaboratoriumszentrum Erfurt. Köln: Deutscher-Ärzte-Verlag.
 40. Kraft A, Völkner B Wöstmann B, Ferger P. 1999. Mechanical properties of silicone-based soft lining materials. J Prosthet Dent, Ref.78: 446.
 41. Lorenz K. 2003. Experimentelle und klinische Untersuchungen von Gingivaepithesen. [Dissertation]. Dresden: Universitätsklinikum Carl Gustav Carus
 42. Mäkilä E, Hopsu Havu V. 1977. Mycotic growth and soft denture lining materials. Acta Odontol Scand, 35: 197 – 205.
 43. Marxkors R, Meiners H. 1988. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, Wien: Hanser.
 44. Marxkors R. 1991. Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik, Wien: Hanser.
 45. Meiners H. 2000. in Maschinski, G (Hrsg.) Lexikon Zahnmedizin CD ROM. München, Jena: Urban und Fischer.
 46. Micheelis W, Reich E. Hrsg. 1999. Dritte deutsche Gesundheitsstudie (DMS III). Materialienreihe Bd.21. Köln: Deutscher-Ärzte-Verlag.
 47. Musil R, Göbel R et al. 1997. Microbase - ein neues Material - Technologie - Konzept im Test. dental- labor. XLV(4): 753-760.
-

-
48. Musil R, Göbel R et al. 1997. Microbase - ein neues Material - Technologie - Konzept im Test. dental- labor. XLV(5): 923-934.
 49. Nikawa H, Yamamoto T, Hayashi S, Nikawa Y, Hamada T. 1994. Growth and/or acid production of *Candida albicans* on soft lining materials in vitro. J Oral Rehabil, 21: 585-594.
 50. Nikawa H, Yamamoto T, Hamada T. 1995. Effect of components of resilient denture-lining materials on the growth, acid production and colonization of *Candida albicans*. J Oral Rehabil, 22: 817-824.
 51. Oehring H, Beleites E, Straube E, Völker U, Müller R. 1992. Die Einwirkung von Biomaterialien und anderer Werkstoffe auf das Wachstum einiger aerober Bakterienspezies in vitro. ZBl Hyg 192: 462 – 472.
 52. Otto D, Welker D. 2000. Erste klinische Erfahrungen mit dem kalthärtenden direkt zu applizierenden Prothesenunterfütterungswerkstoff UFI GEL HARD C (VOCO). Forschungsbericht der Friedrich-Schiller-Universität Jena für die Firma VOCO, Cuxhaven. Jena.
 53. Pigno MA, Goldschmidt MC, Lemon JC. 1994. The efficacy of antifungal agent incorporated into a facial prosthetic silicone elastomer. J Prosthet Dent, 71(3): 295–300.
 54. Pindborg J J. 1982. Krebs und Vorkrebs der Mundhöhle. Berlin: Quintessenz Verlag.
 55. Polyzois G L, Yannikakis S A, Zissis A J. 1999. Color Stability of Visible Light-Cured, Hard Direct Denture Reliners: An In Vitro Investigation. Int J Prosthodont, 12(2): 140-146.
 56. Priegnitz C. 1986. Untersuchungen zur Benetzbarkeit stomatologischer Werkstoffe bei unterschiedlichen Bearbeitungszuständen und Milieubedingungen. Zahn Mund Kieferheilkd. 74(6) 584– 591.
 57. Ritchie G M. 1978. Die zahnärztliche Behandlung geriatrischer Patienten. Quintessenz 27: 111-. 116.
 58. Ruzicka F, Eder C. 1988. Experimentelle Langzeitstudie der Belagsbildung auf üblichem Prothesenmaterial in vivo beim Menschen. Z Stomatol, 85(4): 263 – 275.
 59. Rzanny A, Welker D, Güntzer P. 2000. Ergebnisse der Oberflächenbearbeitung von UFI GEL HARD C[®], Forschungsbericht der Friedrich-Schiller-Universität Jena für die Firma VOCO, Cuxhaven. Jena.
-

-
60. Schmalz G. 1981. Die Gewebeverträglichkeit zahnärztlicher Materialien- Möglichkeiten einer standardisierten Prüfung in der Zellkultur. Stuttgart, New York: Thieme.
 61. Schmidt I, Hacker T. 1996. Werkstoffkundlich- experimentelle Charakterisierung weichbleibender Unterfütterungskunststoffe bei Langzeitlagerung in flüssigen Medien [Dissertation]. Erfurt: Friedrich-Schiller-Universität.
 62. Schmidt W F, Dale E S. 1983. Sechs Jahre klinische Erfahrungen mit Molloplast B unterfütterten Prothesen Teil I Patientenaussage, J Prosthet Dent 50: 459-461.
 63. Schmidt W F, Dale E S. 1983. Sechs Jahre klinische Erfahrungen mit Molloplast B unterfütterten Prothesen Teil II Brauchbarkeit des Unterfütterungsmaterials, J Prosthet Dent, 50: 462-465.
 64. Schubert R., Schubert U. 1979. Der Prothesenhygieneindex eine Methode zur Dokumentation und Gesundheitserziehung. Stomat DDR 29: 29-31.
 65. Sellmann H. 2002. Weichbleibende Prothesenbasis: gibt's da was Neues? Dental Spiegel, 22: 25 – 28.
 66. Staegemann G. 1990. Einführung in die Zahnheilkunde, Leipzig: Barth-Verlag.
 67. Tanzer G. 1966. Erfahrungen mit einem permanent elastischen Prothesenkunststoff auf Silikon-Basis, ZWR 67: 41-46.
 68. Tobin M. 1998. Dauerhafte Prothesenunterfütterung mit GC Reline. Dental Magazin, 4: 24 – 25.
 69. Truhlar MR, Shay K, Sohnle P. 1994. Use of a new assay technique for quantification of antifungal activity of nystatin incorporated in denture liners. J Prosthet Dent, 71: 507-524.
 70. Utz KH. 1987. Zur Indikation der Verwendung weichbleibender Kunststoffe. ZWR 96: 812-816.
 71. Veeran J, Sheakspeare A P, Willcox M D P. 1989. The effect of pH on adhesion of candida albicans to acrylic. J Dent Res, 68: 592.
 72. VOCO. 2000. UFI GEL C Unterfütterung mit System. Wissenschaftliche Produktinformation, Cuxhaven.
 73. Voß R. 1961. Können durch weichbleibende Unterfütterung Halt und Funktion der Prothese verbessert werden? Zahnärztl Praxis, 12: 201-203.
 74. Walter M. 1986. Beläge auf totalen Prothesen. Dtsch Zahnärztl Z, 41: 281-284.
 75. Walter M. 1987. Zur klinischen Bewährung weicher Prothesenmaterialien. ZWR, 96: 332-335.
-

-
76. Wannenmacher E. 1954. Die Prothese als schädigender Faktor durch Reizwirkung auf die Schleimhaut. Dtsch Zahnärztl Z, 9: 89-93.
 77. Weng D. 2000. Prothesenunterfütterung. Dentalspiegel, 8: 28.
 78. Welker D, Lenz E. 1975. Zur Klinik und Ätiologie prothesenbedingter Veränderungen der Mundschleimhaut. Stomatol DDR, 25: 191-199.
 79. Welker D, Oehring H, Erbsmehl J, Bleischwitz B. 1984. Antimikrobielle Eigenschaften zahnärztlich- restaurativer Werkstoffe. Zahn Mund Kieferheilkd, 72: 291-304.
 80. Welker D, Neupert G. 1986. Verbesserte Biokompatibilität von neueren Alginat- und Silikonabformwerkstoffen. Zahn Mund Kieferheilkd, 74: 818-822.
 81. Welker D. 1991. Biologische Prüfung von zahnärztlichen Werkstoffen – Ziele, Möglichkeiten und Aussagewert. Quintessenz Zahntech, 17: 463-472.
 82. Welker D. 1994. Zahnärztliche Werkstoffe in Konfrontation mit biologischen Systemen. Dental Magazin, 12: 67-78.
 83. Welker D. 1996. Prothesenkunststoffe. In: Eichner K, Kappert HF, Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1, 6. Aufl. Heidelberg: Hüthig.
 84. Welker D. 1996. 40 Jahre Silikone. Dental Magazin, 14: 6-14.
 85. Welker D, Göbel R, Arndt S. 1997. Weiche Kunststoffe – eine werkstoffkundliche Bewertung. Quintessenz Zahntechnik, 23: 675-680.
 86. Welker D und Lenz E. 1997. Prothesenkunststoffe - Chemie, Technologie und klinische Bewährung. Quintessenz Zahntechnik, 23: 649-660.
 87. Welker D. 1998 Prothesenkunststoffe. In: Meiners H, Lehmann KM, Hrsg. Klinische Materialkunde für Zahnärzte. München, Wien: Hanser.
 88. Welker D, Göbel R.; Hinz M.: 2000. Basiseigenschaften weicher Kunststoffe im experimentellen Vergleich. In: Renk A; Wieselmann- Penkner K, (Hrsg.): Werkstoffe in der Kiefer-Gesichts-Prothetik . Kombinierte Mittelgesichtsdefekte und deren Versorgung. Graz: Verlag der Gesellschaft für Prothetik und chirurgische Epithetik 79-87.
 89. Welker D, Pfister W, Eick S, Hinz M. 2000. Das mikrobiologische Problem weicher Kunststoffe aus experimenteller und klinischer Sicht. In: Renk A, Wieselmann- Penkner K, (Hrsg.): Werkstoffe in der Kiefer-Gesichts-Prothetik- Kombinierte Mittelgesichtsdefekte und deren Versorgung. Graz: Verlag der Gesellschaft für Prothetik und chirurgische Epithetik, 88-95.
-

-
90. Welker D.; Göbel, R.; Hinz, Monika: 2000. Oberflächenqualität weicher Kunststoffe in Abhängigkeit von der Bearbeitung. In: Renk, A, Wieselmann-Penkner K, (Hrsg.): Werkstoffe in der Kiefer-Gesichts-Prothetik Kombinierte Mittelgesichtsdefekte und deren Versorgung. Graz: Verlag der Gesellschaft für Prothetik und chirurgische Epithetik, 96- 105.
 91. Welker D, Rzanny A. 2000. Bearbeitung moderner Verblend- und Füllungskomposite, Teamwork, 2: 203-212.
 92. Welker D. 2000. Weiche Kunststoffe, Werkstoffkundeatlas Quintessenz Zahntech 26:491 – 492.
 93. Welker D. 2000. Zahnärztliche Werkstoffe - ein biologisches Risiko? Zahn Prax, 4: 310-319.
 94. Welker D. 2001. Weiche Kunststoffe – Sorgenkind in der Zahntechnik? [Kurzreferat] AG Dentale Technologie e.V.
 95. Welker D, Eick S, Gröber S, Pfister W, Otto D, Hinz M. 2002. Klinisch mikrobiologische Untersuchungen an UFI GEL HARD C im Vergleich zu UFI GEL HARD und PMMA. Forschungsbericht der Friedrich-Schiller-Universität Jena für die Firma VOCO, Cuxhaven. Jena.
 96. Welker D, Eick S, Gröber S, Pfister W, Otto D, Hinz M. 2002. Erweiterte Diskussion zum Forschungsbericht - Klinisch mikrobiologische Untersuchungen an UFI GEL HARD C im Vergleich zu UFI GEL HARD und PMMA. Forschungsbericht der Friedrich-Schiller-Universität Jena für die Firma VOCO, Cuxhaven. Jena.
 97. Welker D, Hinz M, Göbel R, Rzanny A. 2003. Bearbeitung und Oberflächenqualität weicher Kunststoffe. Quintessenz Zahntechnik, 29: 1082 – 1096.
 98. Wefers K P. 1999. Der Denture Hygiene Index. 9. Tagung des Arbeitskreises für Gerontostomatologie. 7./8.Mai 1999, Mainz.
 99. Wilson M, Harvey W 1989. Prevention of bacterial adhesion to denture acrylic. J Dent, 17: 166 - 170.
 100. Wilson J. 1998: The aetiology, diagnosis and management of denture stomatitis. Br Dent J, 185: 380-384.
 101. Wohlfahrt S, Güntzer P. 2003. Vergleichende Werkstoffkundliche Untersuchungen von Prothesen- und Unterfütterungskunststoffen. [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
-

-
102. Wöstmann B, Selcuk Ü, Lammert U, Ferger P. 1999. In vitro- und In vivo-Untersuchungen zum Unterfütterungsmaterial MUCOPREN SOFT (Zwischenbericht). Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Justus-Liebig Universität Gießen.
 103. Wright PS, Clark P, Hardie JM. 1985. The prevalence and significance of yeasts in persons wearing complete dentures with soft lining materials. *J Dent Res*, 64: 122-125.
 104. Wright PS. 1986. A three year longitudinal study of denture soft lining materials in clinical use. *Clinical Materials* 1: 281-289.
 105. Wright PS. 1986. "Permanent" soft linings for complete dentures. *Postgraduate Dentist* 4 (2) 42 – 46
 106. Wright PS, Young KA, Riggs PD, Parker S, Kalachandra S. 1998. Evaluating the effect of soft lining materials on the growth of yeast. *J Prosthet Dent*, 79: 404-409.
 107. Zissis AJ, Polyzois GL, Yannikakis SA, Harrison A: Roughness of denture materials: a comparative study. *Int J Prosthodont* 13 (2000) 136-139
 108. Yatabe M, Yasuda N, Ai M, Okabe Y. 1999. Unpolymerized layer on autopolymerizing, hard relined materials. *Int J Prosthodont*, 12(2): 129 – 34.
-

11.2. Normen und Informationsschriften

- N1 DIN 53507: Bestimmung des Weiterreißwiderstandes von Elastomeren Berlin :
03 1983, S 178 – 180
- N2 ISO 10139 – 2 Dentistry Resilient lining materials for removable dentures Part 2 long
term materials 1996

11.3. Firmenschriften

- F1 KETTENBACH (Eschenburg): Firmenschrift Mucopren®-soft.
- F2 VOCO (Cuxhaven): Firmenmitteilung zu UFI GEL HARD® und UFI GEL HARD C®.
- F3 DETAX GmbH & Co. KG (Ettlingen): Firmenschrift MOLLOSIL PLUS®.
- F4 VOCO (Cuxhaven): UFI GEL C® Unterfütterung mit System, Wissenschaftliche
Produktinformation.
- F5 NTI (Kahla): Soft wizard... endlich ein Instrument zur optimalen Bearbeitung
weichbleibender Materialien, Firmenschrift 10/99.

11.4. Gebrauchsinformation

- G1 DETAX GmbH & Co. KG (Ettlingen): Gebrauchsinformation MOLLOSIL PLUS®.
- G2 KETTENBACH (Eschenburg): Gebrauchsinformation MUCOPREN SOFT®.
- G3 VOCO (Cuxhaven): Gebrauchsinformation UFI GEL C®.
- G4 VOCO (Cuxhaven): Gebrauchsinformation UFI GEL HARD®.
- G5 VOCO (Cuxhaven): Gebrauchsinformation UFI GEL HARD C®.
- G6 WEITHAS DENTAL (Lütjenburg): Gebrauchsinformation WEITUR PRESS®.
- G7 GC Europe N.V. (Leuven NL): Gebrauchsinformation PATTERN RESIN®.

12. Anhang

12.1. Datentabellen

Mittenrauwerte nach Bearbeitung mit verschiedenen Werkzeugen/ Werkzeugkombinationen (Kapitel)

Werkzeug	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
ξR_a Unterfütterung	2,25	1,51	2,46	3,06	3,79	6,45	0,84	0,28	2,77	2,51	4,34	2,46	0,53
s	0,35	0,63	0,55	1,36	0,33	0,92	0,09	0,01	1,33	0,32	0,51	0,82	0,31
ξR_a PMMA	4,49	6,37	11,87	1,30	2,86	6,03	2,61	0,11	0,97	2,12	1,45	1,97	0,13
s	3,42	1,46	4,04	0,17	0,51	1,12	0,27	0,01	0,27	0,34	0,22	0,25	0,02
ξR_a Übergang	n.m.	n.m.	n.m.	5,25	12,33	11,14	n.m.	0,60	3,99	5,81	6,11	n.m.	0,43
s	n.m.	n.m.	n.m.	0,56	1,96	0,64	n.m.	0,02	0,62	0,41	0,52	n.m.	0,31

Legende:

Werkzeug/ Kombination	Werkzeug/ Kombination
1MOLLOSIL PLUS HM KETTENBACH	8UFI GEL HARD Komb 1
2MOLLOSIL PLUS FSQ	9MOLLOSIL PLUS Komb 2
3MOLLOSIL PLUS GSQ	10MOLLOSIL PLUS Komb 3
4MOLLOSIL PLUS Lisko grob	11MOLLOSIL PLUS Komb 4
5MOLLOSIL PLUS Mandrell 150	12MOLLOSIL PLUS Komb 5
6MOLLOSIL PLUS Mandrell 80	13UFI GEL HARDC Komb 1
7MOLLOSIL PLUS Soft wizard	

Maximale Rautiefe nach Bearbeitung mit verschiedenen Werkzeugen/ Werkzeugkombinationen (Kapitel 9.3.1. und 9.3.2)

Werkzeug	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
ξ R _t Unterfütterung	23,17	21,81	31,74	42,37	28,03	45,30	7,43	2,78	32,65	21,27	32,53	19,78	8,65
S	5,60	9,00	15,49	24,82	3,24	6,52	1,00	0,54	17,75	4,64	5,89	8,48	7,85
ξ R _t PMMA	45,85	46,91	75,08	12,02	24,21	47,58	23,02	0,84	10,17	14,05	11,16	17,89	0,82
S	33,42	7,20	25,52	1,75	5,47	7,36	2,93	0,37	4,89	2,16	2,76	2,81	0,32
ξ R _t Übergang	n.m.	n.m.	n.m.	67,00	118,84	103,84	n.m.	10,37	77,11	97,44	101,33	n.m.	8,78
s	n.m.	n.m.	n.m.	9,86	17,97	14,91	n.m.	4,39	7,79	6,80	17,79	n.m.	7,35

Legende:

Werkzeug/ Kombination	Werkzeug/ Kombination
1MOLLOSIL PLUS HM KETTENBACH	8UFI GEL HARD Komb 1
2MOLLOSIL PLUS FSQ	9MOLLOSIL PLUS Komb 2
3MOLLOSIL PLUS GSQ	10MOLLOSIL PLUS Komb 3
4MOLLOSIL PLUS Lisko grob	11MOLLOSIL PLUS Komb 4
5MOLLOSIL PLUS Mandrell 150	12MOLLOSIL PLUS Komb 5
6MOLLOSIL PLUS Mandrell 80	13UFI GEL HARDC Komb 1
7MOLLOSIL PLUS Soft wizard	

Mittlere und maximale Rautiefe der Kunststoffe nach Verfestigung auf der speichelfeuchten Schleimhaut (Kapitel 8.3.)

Material	1	2	3	3 - 1	3 - 2	4	4 - 1	4 - 2	5	5 - 1	5 - 2	6	7
$\xi R_a (\mu m)$	0,72	1,36	0,80	0,51	0,48	5,25	2,94	3,29	4,10	2,19	3,75	3,43	3,91
s	0,15	0,19	0,17	0,13	0,06	1,17	0,48	0,42	0,54	0,48	1,42	0,20	0,53
Material	1	2	3	3 - 1	3 - 2	4	4 - 1	4 - 2	5	5 - 1	5 - 2	6	7
$\xi R_t (\mu m)$	6,05	11,95	7,79	4,55	3,53	47,78	25,51	24,57	31,08	21,69	33,85	27,61	38,66
s	2,35	2,11	4,28	1,55	1,36	9,74	4,94	3,92	5,00	3,76	14,03	5,38	7,34

Legende:

	Werkstoff		Werkstoff
1	MUCOPREN SOFT	4 - 2	UFI GEL HARDC n. R. m. Alkohol
2	MOLLOSIL PLUS	5	UFI GEL HARD
3	UFI GEL C	5 - 1	UFI GEL HARD nach Reinigung
3 - 1	UFI GEL C nachReinigung	5 - 2	UFI GEL HARD nach Reinigung mit Alkohol
3 - 2	UFI GEL C n.R. mit Alkohol	6	WEITUR PRESS
4	UFI GEL HARDC	7	GC PATTERN RESIN
4 - 1	UFI GEL HARDC nach Reinigung		

12.2. Statistiktabellen

Zu Kapitel 8.3. ($P < 0,005$ Signifikanz)

1. R_a bei dem Gaumentest mit ADS-Materialien

Deskriptive Statistik

	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standard- fehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
RA Mucopren	10	,7160	,1649	5,214E-	,5981	,8339	,44	,97
Mollosil	10	1,364	,2093	6,618E-	1,214	1,513	1,07	1,76
Ufi Gel	10	,7960	,1874	5,926E-	,6619	,9301	,40	,98
Gesamt	30	,9587	,3450	6,298E-	,8298	1,087	,40	1,76
RT Mucopren	10	6,047	2,599	,8219	4,187	7,906	3,25	12,87
Mollosil	10	11,945	2,335	,7384	10,274	13,615	9,06	16,62
Ufi Gel	10	7,794	4,730	1,496	4,409	11,178	3,68	20,37
Gesamt	30	8,595	4,130	,7542	7,052	10,137	3,25	20,37

Test der Homogenität der Varianzen

	Levene- Statistik	df1	df2	Signifikanz
RA	,498	2	27	,613
RT	,791	2	27	,464

ANOVA

		Quadrat- summe	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
RA	Zwischen den Gruppen	2,496	2	1,248	35,29	,000
	Innerhalb der Gruppen	,955	27	3,537E-		
	Gesamt	3,451	29			
RT	Zwischen den Gruppen	183,56	2	91,78	7,961	,002
	Innerhalb der Gruppen	311,28	27	11,52		
	Gesamt	494,85	29			

2. T- Test für R_t und R_a im Gaumentest bei UFI GEL C[®] mit anschließender Reinigung

Gruppenstatistiken

	MATERIAL	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standard- fehler des Mittelwertes
RA	Ufi Gel C n.R.	10	,5120	,1472	4,654E-
	Ufi Gel C n.R.m.A.	10	,4790	6,903E-	2,183E-
RT	Ufi Gel C n.R.	10	4,547	1,718	,5436
	Ufi Gel C n.R.m.A.	10	3,528	1,501	,4747

Test bei unabhängigen Stichproben

		Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
									Untere	Obere
RA	Varianzen sind gleich	5,672	,028	,642	18	,529	3,300E-02	5,141E-02	-7,50E-02	,1410
	Varianzen sind nicht gleich			,642	12,777	,532	3,300E-02	5,141E-02	-7,83E-02	,1443
RT	Varianzen sind gleich	,592	,451	1,412	18	,175	1,0190	,7217	-,4972	2,5352
	Varianzen sind nicht gleich			1,412	17,680	,175	1,0190	,7217	-,4992	2,5372

3. R_a und R_t im Gaumentest UFI GEL HARD C[®] mit anschließender Reinigung

Deskriptive Statistik

		N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
						Untergrenze	Obergrenze		
R	Ufi Gel hard	10	5,245	1,297	,410	4,317	6,172	3,0	6,9
	Ufi Gel hard C	10	2,936	,534	,169	2,553	3,318	2,0	3,8
	Ufi Gel hard C	10	3,294	,467	,147	2,959	3,628	2,5	4,0
	Gesa	30	3,825	1,320	,241	3,331	4,318	2,0	6,9
RT	Ufi Gel hard	10	47,784	10,768	3,405	40,080	55,487	31,4	61,8
	Ufi Gel hard C	10	25,514	5,461	1,726	21,607	29,420	17,8	35,3
	Ufi Gel hard C	10	24,572	4,328	1,368	21,475	27,668	17,4	31,9
	Gesa	30	32,623	13,042	2,381	27,753	37,493	17,4	61,8

Test der Homogenität der Varianzen

	Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
RA	8,374	2	27	,001
RT	5,960	2	27	,007

ANOVA

		Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
RA	Zwischen den Gruppen	30,88	2	15,44	21,19	,000
	Innerhalb der Gruppen	19,67	27	,729		
	Gesamt	50,56	29			
RT	Zwischen den Gruppen	3452,12	2	1726,06	31,47	,000
	Innerhalb der Gruppen	1480,64	27	54,83		
	Gesamt	4932,77	29			

4. R_a und R_t im Gaumentest bei UFI GEL HARD® mit anschließender Reinigung

Gruppenstatistiken

MATERIAL		N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standard- fehler Mittelwerte
RA	Ufi Gel hard n.R.	10	2,186	,5294	,1674
	Ufi Gel hard n.R.m.A.	10	3,751	1,575	,4981
RT	Ufi Gel hard n.R.	10	21,685	4,161	1,315
	Ufi Gel hard n.R.m.A.	10	33,846	15,508	4,904

Test bei unabhängigen Stichproben

		Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
									Untere	Obere
RA	Varianzen sind gleich	7,755	,012	-2,978	18	,008	-1,5650	,5255	-2,6691	-,4609
	Varianzen sind nicht gleich			-2,978	11,008	,013	-1,5650	,5255	-2,7215	-,4085
RT	Varianzen sind gleich	5,122	,036	-2,395	18	,028	-12,1610	5,0777	-22,8288	-1,4932
	Varianzen sind nicht gleich			-2,395	10,289	,037	-12,1610	5,0777	-23,4318	-,8902

Gruppenstatistiken

MATERIAL		N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standard- fehler Mittelwerte
RA	Ufi Gel	10	4,097	,5959	,1884
	Ufi Gel hard	10	3,751	1,575	,4981
RT	Ufi Gel	10	31,084	5,531	1,749
	Ufi Gel hard	10	33,846	15,508	4,904

Test bei unabhängigen Stichproben

		Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
									Untere	Obere
RA	Varianzen sind gleich	6,507	,020	,650	18	,524	,3460	,5326	-,7729	1,4649
	Varianzen sind nicht gleich			,650	11,524	,529	,3460	,5326	-,8197	1,5117
RT	Varianzen sind gleich	3,485	,078	-,530	18	,602	-2,7620	5,2068	-13,7011	8,1771
	Varianzen sind nicht gleich			-,530	11,254	,606	-2,7620	5,2068	-14,1907	8,6667

5. T-Test zur Ermittlung von R_a und R_t beim Gaumentest mit den harten Unterfütterungswerkstoffen.

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable		(I)	(J)	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95%-	
							Untergrenze	Obergrenze
RA	Tamhan	Ufi Gel hard C	Ufi Gel hard	1,1480	,3483	,141	-,2564	2,5524
			Weitur press	1,8110 *	,3483	,010	,4368	3,1852
			GC	1,3330	,3483	,066	-6,9004E-02	2,7350
			Resin					
		Ufi Gel hard	Ufi Gel hard C	-1,1480	,3483	,141	-2,5524	,2564
			Weitur press	,6630 *	,3483	,040	2,550E-02	1,3005
			GC	,1850	,3483	,983	-,5933	,9633
			Resin					
		Weitur press	Ufi Gel hard C	-1,8110 *	,3483	,010	-3,1852	-,4368
			Ufi Gel hard	-,6630 *	,3483	,040	-1,3005	-2,5497E-02
			GC	-,4780	,3483	,181	-1,1021	,1461
			Resin					
		GC Pattern Resin	Ufi Gel hard C	-1,3330	,3483	,066	-2,7350	6,900E-02
			Ufi Gel hard	-,1850	,3483	,983	-,9633	,5933
			Weitur press	,4780	,3483	,181	-,1461	1,1021
			Resin					
	Dunnett-T3	Ufi Gel hard C	Ufi Gel hard	1,1480	,3483	,126	-,2311	2,5271
			Weitur press	1,8110 *	,3483	,008	,4796	3,1424
			GC	1,3330	,3483	,063	-5,8455E-02	2,7245
			Resin					
		Ufi Gel hard	Ufi Gel hard C	-1,1480	,3483	,126	-2,5271	,2311
			Weitur press	,6630 *	,3483	,038	3,109E-02	1,2949
			GC	,1850	,3483	,977	-,5870	,9570
			Resin					
		Weitur press	Ufi Gel hard C	-1,8110 *	,3483	,008	-3,1424	-,4796
			Ufi Gel hard	-,6630 *	,3483	,038	-1,2949	-3,1085E-02
			GC	-,4780	,3483	,160	-1,0884	,1324
			Resin					
		GC Pattern Resin	Ufi Gel hard C	-1,3330	,3483	,063	-2,7245	5,846E-02
			Ufi Gel hard	-,1850	,3483	,977	-,9570	,5870
			Weitur press	,4780	,3483	,160	-,1324	1,0884
			Resin					
RT	Tamhan	Ufi Gel hard C	Ufi Gel hard	16,7000 *	3,5199	,004	4,9148	28,4852
			Weitur press	20,1760 *	3,5199	,001	8,2844	32,0676
			GC	9,1200	3,5199	,253	-3,5897	21,8297
			Resin					
		Ufi Gel hard	Ufi Gel hard C	-16,7000 *	3,5199	,004	-28,4852	-4,9148
			Weitur press	3,4760	3,5199	,723	-4,1097	11,0617
			GC	-7,5800	3,5199	,151	-16,9051	1,7451
			Resin					
		Weitur press	Ufi Gel hard C	-20,1760 *	3,5199	,001	-32,0676	-8,2844
			Ufi Gel hard	-3,4760	3,5199	,723	-11,0617	4,1097
			GC	-11,0560 *	3,5199	,018	-20,5565	-1,5555
			Resin					
		GC Pattern Resin	Ufi Gel hard C	-9,1200	3,5199	,253	-21,8297	3,5897
			Ufi Gel hard	7,5800	3,5199	,151	-1,7451	16,9051
			Weitur press	11,0560 *	3,5199	,018	1,5555	20,5565
			Resin					
	Dunnett-T3	Ufi Gel hard C	Ufi Gel hard	16,7000 *	3,5199	,004	5,0035	28,3965
			Weitur press	20,1760 *	3,5199	,001	8,4212	31,9308
			GC Pattern	9,1200	3,5199	,234	-3,4526	21,6926
			Resin					
		Ufi Gel hard	Ufi Gel hard C	-16,7000 *	3,5199	,004	-28,3965	-5,0035
			Weitur press	3,4760	3,5199	,689	-4,0440	10,9960
			GC Pattern	-7,5800	3,5199	,139	-16,8056	1,6456
			Resin					
		Weitur press	Ufi Gel hard C	-20,1760 *	3,5199	,001	-31,9308	-8,4212
			Ufi Gel hard	-3,4760	3,5199	,689	-10,9960	4,0440
			GC Pattern	-11,0560 *	3,5199	,018	-20,5041	-1,6079
			Resin					
		GC Pattern Resin	Ufi Gel hard C	-9,1200	3,5199	,234	-21,6926	3,4526
			Ufi Gel hard	7,5800	3,5199	,139	-1,6456	16,8056
			Weitur press	11,0560 *	3,5199	,018	1,6079	20,5041
			Resin					

*. Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05

12.3. Untersuchungsblatt

Datum der Aufnahme

Datum der 1 Kontrolle

Datum der 2 Kontrolle

ID Nr.

1.allgemeine Informationen:

Name: _____

Vorname: _____

Alter:

Geschlecht: (M=1,F=2)

2. allgemeine Anamnese

2.1. Lebenssituation

1 in Familie

2 allein in eigener Wohnung

3 betreutes Wohnen

4 im Altersheim/ Pflegeheim

2.2. Allgemeinzustand:

1 altersbezogen normal

2 altersbezogen günstig

3 altersbezogen ungünstig

1 athletisch

2 pyknisch

3 leptosom

2.3. Allgemeinerkrankungen:

1 keinerlei Vorerkrankungen

2 Stoffwechselerkrankungen

3 Herz- Kreislauferkrankungen

4 rheumatische Erkrankungen

5 Allergische Erkrankungen

6 Tumorerkrankung

7 neurologische Erkrankung

2.4..Medikamente Wirkungsgruppe

3. spezielle Anamnese

3.1.Lückengebißklassifikation:

nach Eichner:

3.2.spezielle zahnmedizinische Erkrankungen

3.2.1. Erfassung der Krankheiten der Mundhöhle

1 Gingivitis

2 OP im Mund Gesichtsbereich

3 KG Erkrankung

4 Prothesenstomatopathie

3.4. Speichelqualität

1 serös

2 mukös

3 seromukös

3..5. Speichelquantität

1 normaler Speichelfluß

2 Oligosialie

3 Xerostomie

4 Hypersalivation

ca. 1ml/min

ca. 0,7ml/min

ca. 0,1 ml/min

> 1ml/min

3.6 Mundhygiene nach Einschätzung des Behandler

1 gut

2 mangelhaft

3 schlecht

4. Angaben zur Prothese**4.1 Unterfütterungswerkstoff**

- 1 MOLLOSIL PLUS
2 UFI GEL HARD
3 WEITUR PRESS
4 UFI GEL HARD C

4.1. Prothesenwerkstoff

- 1 Plastersatz
2 Modellgußprothese
3 Kombi
4 Immediatersatz
5 andere

4.2. Tragegewohnheiten / Prothesentragedauer

Alter der jetzigen Prothese in Jahren

Bisherige Tragemodus der jetzigen Prothese

- 1 immer
2 nachts nicht
3 seltener

4.3. Region der Unterfütterung

OK

UK

5. Individuelle Habbits

Kaffee

Tee

Rauchen

6. Grund der Unterfütterung

- 1 schlechter Halt
2 rezidivierende Druckstellen
3 nach Immediaterweiterung
4 anderer Grund

7. Beurteilung durch den Behandler**7.1. Stomatitis prothetica**

vor Unterfütterung nach 4. Wochen nach 6. Monaten Abschl

☐ ☐ ☐ ☐

- 1 ja
0 nein

7.2.. Beläge auf Unterfütterungsmaterial

nach 4. Wochen nach 6. Monaten Abschlus

☐ ☐ ☐

0 keine

1 weiche Beläge abwischbar

2 weiche Beläge fest

3 harte Beläge/ Zahnstein

7.3. Farbe im Vergleich zur 0 Probe

nach 4. Wochen nach 6. Monaten Abschlus

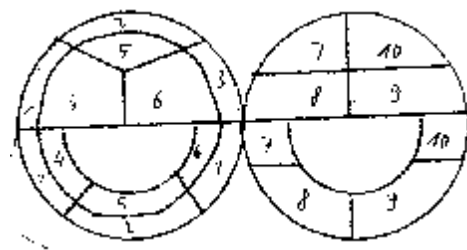
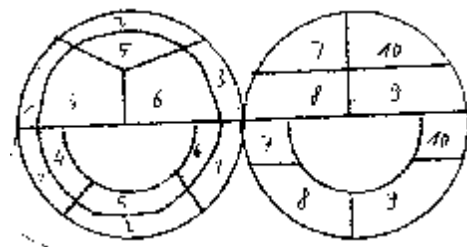
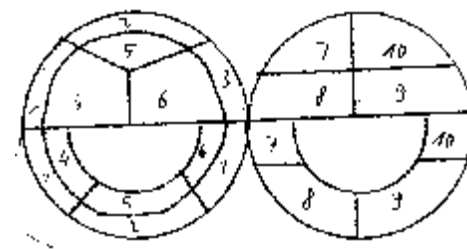
☐ ☐ ☐

0 keine Verfärbung;

1 eben sichtbare Verfärbung;

2 deutlich sichtbare Verfärbung;

3 starke Verfärbung

7.4. Prothesenhygiene**DHI I Ausgangssituation****DHI II 1. Kontrolle****DHI III 2. Kontrolle**

Score 1 –10

vor Unterfütterung nach 4. Wochen nach 6. Monaten Abschl

☐ ☐ ☐ ☐

7.5. Unterfütterungswerkstoff**7.5.1. Oberflächenbeschaffenheit zum Cavum oris**

vor Unterfütterung nach 4.Wochen nach 6.Monaten Abschlus

☐ ☐ ☐ ☐

1 glatt

2 rau

7.5.2 Struktur zu Cavum oris

vor Unterfütterung nach 4.Wochen nach 6.Monaten Abschlus

☐ ☐ ☐ ☐

1 homogen

2 porös

3 Absprengungen Ablösungen

7.6.1. Oberflächenbeschaffenheit zum Tegument

vor Unterfütterung nach 4.Wochen nach 6.Monaten Abschlus

☐ ☐ ☐ ☐

1 glatt

2 rau

7.6.2 Struktur zu Tegument

vor Unterfütterung nach 4.Wochen nach 6.Monaten Abschlus

☐ ☐ ☐ ☐

1 homogen

2 porös

3 Absprengungen Ablösungen

7.7.7 Korrekturen

1. ja

2. nein

4 Brüche

5 Druckstellen

nach 4.Wochen nach 6.Monaten Abschlus

☐ ☐ ☐

8 Fragebogen für Patient**8.1. wurden Veränderungen im Geschmack oder im Geruch der Prothese festgestellt**

nach 4.Wochen nach 6.Monaten Abschlus

☐ ☐ ☐

1 ja

2 nein

8.2. wie gestaltete sich die Durchführung der Reinigung der Prothese n.

nach 4.Wochen nach 6.Monaten Abschlus

☐ ☐ ☐

1 schlechter

2 besser

3 kein Unterschied

8.3. sind Sie mit der Veränderung am Zahnersatz zufrieden?

nach 4.Wochen nach 6.Monaten Abschlus

☐ ☐ ☐

1 ja

2 nein

8.4. Hatten Sie den Eindruck, das sich das Material ihrer Prothese mit längerer Tragedauer verändert

nach 4.Wochen nach 6.Monaten Abschlus

☐ ☐ ☐

0 nein

1 ja wird schlechter

2 ja wird besser

8.5.. Veränderte sich Ihrer Meinung nach Ihr Speichel nach Eingliederung der Arbeit

nach 4.Wochen nach 6.Monaten Abschlus

☐ ☐ ☐

0 nein

1 ja wird mehr

2 ja wird weniger

Lebenslauf**Persönliche Daten**

Name: Dirk Otto
Geburtsdatum: 23.04.1969
Geburtsort: Glauchau
Familienstand: verheiratet
zwei Kinder

Schul Ausbildung

09/75 – 08/85 Polytechnische Oberschule Johann-Friedrich-Pestalozzi/ Glauchau
09/86 – 08/87 Erweiterte Oberschule Georgius Agricola Glauchau
08/87 Abschluss der Schul Ausbildung mit der Allgemeinen Hochschulreife

Praktikum

09/87 – 10/87 Kreiskrankenhaus Glauchau
Wehrdienst
11/87 – 10/90 Wehrdienst im Medizinischen Dienst der NVA

Hochschulausbildung

11/90 – 08/95 Studium der Zahnmedizin an der Friedrich-Schiller-Universität Jena
08/95 Abschluss des Studiums mit dem Staatsexamen

Beruflicher Werdegang

09/95– 10/97 Arbeit als Vorbereitungsassistent in einer Zahnarztpraxis in Bad Steben
seit 12/97 Niederlassung in eigener Praxis in Chemnitz

Chemnitz, den 27.05.05

Dirk Otto

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass

- mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,
- ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,
- folgende Personen mir bei der Durchführung der Untersuchungen, Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Herr Prof. Dr. med. dent. habil. D. Welker, Herr Fachet, Herr Dr. rer. nat. R. Goebel, Herr Dr. rer. nat. Otto Kaufmann und Frau Dr. med. dent. Sophia Gröber
- die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde,
- dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,
- dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, am 27.05.05

Dirk Otto, Verfasser

Danksagung

Zunächst danke ich meiner Frau, die mir immer beistand und die Möglichkeit gab, diese Studien durchzuführen.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. dent. habil. D. Welker für die Überlassung des Themas und für die wissenschaftliche Betreuung, seine Ratschläge bei der Abfassung der Arbeit sowie für seinen ständige Ansporn.

Weiterer Dank gilt den Mitarbeitern des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für ZMK der Friedrich-Schiller-Universität Jena, Herrn Dr. Göbel, Herrn Facht für die Unterstützung bei der Durchführung der Oberflächentests und Schälversuche und Frau Kaiser für die Anfertigung der rasterelektronischen Aufnahmen.

Besonders bedanke ich mich bei den Patienten meiner Praxis, die sich für die klinischen Untersuchungen zur Verfügung gestellt haben.

Ganz besonders danke ich auch Frau Dr. Gröber für die angenehme und freundliche Zusammenarbeit.
